

Hemodinâmica em Biomodelo Digital de Aneurisma Cerebral

Marta Filipa Ribeiro Ferreira

Dissertação apresentada à
Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança
para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professora Carla Sofia Fernandes
Professor Luís Queijo

Outubro de 2016

*“Se o conhecimento pode criar problemas,
não é através da ignorância que podemos solucioná-los.”*

Isaac Asimov

Agradecimentos

Com a entrega desta dissertação vejo chegar ao fim 5 anos de um percurso académico que nem sempre foi o que desejei, contudo sempre tive pessoas fantásticas que me deram força para continuar. É a estas pessoas que faz todo o sentido agradecer, pois foram, sem dúvida, os meus alicerces.

Em especial, aos meus orientadores Professora Carla Sofia Fernandes e ao Professor Luís Queijo por todo o apoio prestado, pela disponibilidade que sempre demonstraram e conhecimentos transmitidos não só ao longo deste último ano letivo, mas também ao longo de todo o meu percurso académico na Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança (ESTiG-IPB).

À Universidade de Burgos, por me terem permitido utilizar o *software* Mimics® para o processamento das imagens médicas.

Aos meus pais, o meu mais sincero obrigado, por sempre acreditarem em mim e por me fazerem acreditar que tudo isto era possível. Pelo apoio em todas as decisões, pelo incentivo, por estarem presentes quando as coisas não correram bem. Muito obrigada por esta oportunidade e por todos os esforços que fizeram para que mais uma etapa da minha vida chegasse desta forma ao fim.

Ao meu irmão, por todo o apoio que me deu, carinho e compreensão e sobretudo pela amizade.

À minha família, em especial à minha avó, à minha tia e ao meu padrinho, por sempre acreditarem em mim e por nunca me permitirem baixar os braços. Pelo conhecimento e valores transmitidos ao longo de toda a minha vida e que espero que o continuem a fazer. Obrigada por se orgulharem tanto deste meu percurso realizado e por contribuírem para a pessoa em que me tornei.

A todos os meus amigos, por estarem sempre presentes, pelas palavras de conforto e por nunca me deixarem desistir. O meu sincero obrigada.

E por fim, mas não menos importante, ao Sérgio, o primo de todos os momentos, por me acompanhar ao longo destes anos, por me dirigir sempre as melhores palavras e pela paciência e compreensão. Obrigada por acreditares sempre nas minhas capacidades.

Resumo

Com o passar dos anos, os biomodelos virtuais e físicos estão a tornar-se cada vez mais úteis no diagnóstico precoce de doenças bem como no planeamento detalhado e simulação de intervenções cirúrgicas complexas. Para complementar este avanço, a simulação numérica de escoamentos fisiológicos em sistemas com e sem patologias tem-se revelado de extrema utilidade, uma vez que colmata as dificuldades em realizar estudos *in vivo* ou *in vitro* com fluidos fisiológicos. Nesse sentido, o presente trabalho segue a tendência de usar biomodelos e simulação numérica para prever propriedades do escoamento sanguíneo num aneurisma cerebral.

A primeira etapa deste estudo consistiu na extração de dados anatómicos de um aneurisma cerebral, uma patologia vascular humana, com recurso à imagiologia médica e à reconstrução do respetivo biomodelo digital utilizando *software* apropriados a fim de se obter um biomodelo o mais fiel possível à artéria em estudo. Obtido o biomodelo virtual este foi utilizado para se efetuar um estudo numérico, utilizando um *software* comercial que implementa o método dos volumes finitos – ANSYS-FLUENT®. Nas simulações numéricas a reologia do sangue foi descrita por dois modelos: modelo Newtoniano e modelo de Carreau, sendo estudados apenas escoamentos laminares. Para as condições de operação estudadas no presente trabalho, propriedades como a tensão de corte na parede e as quedas de pressão mostraram-se independentes das propriedades não-Newtonianas do sangue. Este facto pode ser explicado pelas taxas de deformação desenvolvidas nos escoamentos estudados serem superiores a 10^3 s^{-1} , valores para os quais o modelo de Carreau prevê um comportamento Newtoniano. A tensão de corte na parede atingiu o valor máximo, para todas as simulações, na ligação entre a saída e o aneurisma, o que está de acordo com a literatura.

Palavras-Chave: Aneurisma cerebral, Imagiologia médica, Dinâmica de fluidos computacional, Biomodelo virtual.

Abstract

Over the years, the virtual and physical biomodels are becoming increasingly useful in the early diagnosis of diseases as well as in detailed planning and simulation of complex surgeries. To complement this advance, the numerical simulation of physiological flows in systems with or without pathologies has proved extremely useful, since it fills the difficulties in conducting *in vivo* or *in vitro* studies with physiological fluids. In this sense, the present work follows the trend of biomodels usage and numerical simulations to predict properties of blood flow in a cerebral aneurysm.

The first step of this study consisted in the anatomical data extraction from a cerebral aneurysm, a vascular pathology, using medical imaging and reconstruction of the respective digital biomodel using appropriate software to get a biomodel as faithful as possible to the studied artery. Virtual biomodel was used to perform a numerical study using a commercial software that implements the method of finite volumes - ANSYS-FLUENT®. Laminar blood flows were numerically studied, the blood rheology being described by two distinct models: Newtonian model and Carreau model. For the operation conditions used in the present work, the influence of non-Newtonian properties of the blood are not significant when properties such as where analyzed. This fact may be explained by the deformation rates developed in the outlets studied are above 10^3 s^{-1} , values for which the Carreau model provides Newtonian behavior. The wall shear stress reached the maximum value, for all the simulations, on the link between the output and the aneurysm, which is according with the literature.

Keywords: Cerebral aneurysm, Medical imaging, Computational fluid dynamics, Virtual biomodel.

Conteúdo

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
Conteúdo	xi
Lista de Abreviaturas.....	xiii
Lista de Tabelas	xv
Lista de Figuras	xvii
Capítulo 1	
Introdução	1
1.1. Contextualização e Objetivos.....	3
1.2. Organização dos Capítulos.....	4
Capítulo 2	
Imagiologia Médica.....	7
2.1. Tomografia Computorizada	9
2.1.1. Tomografia Planar e Tomografia Helicoidal.....	10
2.1.2. Formação da Imagem em TC	12
2.2. Ressonância Magnética	13
2.3. Formato DICOM	14
Capítulo 3	
Biomodelação	17
3.1. Processo de Obtenção de um Biomodelo	20
3.1.1. Aquisição e Armazenamento das Imagens	20
3.1.2. Segmentação das Imagens e Obtenção do Biomodelo Virtual.....	21
3.1.3. Construção do Biomodelo Físico	25
3.2. Aplicações de Biomodelos	35

Capítulo 4

Sistema Cardiovascular	41
4.1. Reologia do Sangue.....	45
4.1.1. Modelos Reológicos	47
4.2. Fluxo Sanguíneo.....	49
4.3. Aneurismas.....	50
4.3.1. Aneurisma Cerebral.....	51

Capítulo 5

Biomodelo de Aneurisma Cerebral	53
5.1. Biomodelo Digital.....	55
5.2. Biomodelo Físico	58

Capítulo 6

Simulação Numérica	61
6.1. Equações do Escoamento	64
6.2. Domínio Geométrico e Malha.....	66
6.3. Condições de Fronteira.....	66

Capítulo 7

Resultados e Discussão	69
7.1. Comportamento do Fluxo e Velocidade.....	71
7.2. Distribuição de Pressões.....	72
7.2.1. Viscosidade do Fluido e Taxa de Deformação	73
7.3. Tensão de Corte na Parede	75

Capítulo 8

Conclusões	79
8.1. Trabalhos Futuros.....	83
Referências Bibliográficas	85

Lista de Abreviaturas

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ASTM	American society for testing and materials
CAD	Desenho assistido por computador
CFD	Dinâmica de fluidos computacional
DICOM	<i>Digital imaging and communications in medicine</i>
FA	Fabrico aditivo
FDM	Modelação por extrusão de plástico
FEA	Análise por elementos finitos
Re	Número de Reynolds
RM	Ressonância magnética
RMN	Ressonância magnética nuclear
SLA	Estereolitografia
SLS	Sinterização seletiva por laser
STL	<i>Stereolithography</i> (formato de arquivo)
TC	Tomografia computadorizada
TDP	Impressão tridimensional
UV	Ultravioleta

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Modelos reológicos do sangue e respectivos parâmetros [53].....	48
Tabela 2 - Quedas de pressão no biomodelo.	73

Lista de Figuras

Figura 1 - Tomografia Planar [9].....	11
Figura 2 - Tomografia Helicoidal [9].	11
Figura 3 - Equipamento de RM [14].	13
Figura 4 - Biomodelação: etapas para a construção de um biomodelo [4].....	19
Figura 5 - Interface do software Mimics®: visualização das três vistas (coronal, axial e sagital) e da reconstrução 3D da máscara do biomodelo obtida através do processo de segmentação.....	24
Figura 6 - Representação das principais etapas do processo de construção por camada (adaptado de [21]).....	26
Figura 7 - Princípio do processo FDM, com os respectivos movimentos de construção [30].	28
Figura 8 - Princípio de funcionamento de um equipamento de SLS [31].	29
Figura 9 - Princípio do processo TDP [34].....	31
Figura 10 - Princípio do processo de estereolitografia [30].	33
Figura 11 - Princípio da tecnologia PolyJet [30].....	34
Figura 12 - Malformação arteriovenosa, vista de cima, e sua relação com outras estruturas [17].	37
Figura 13 - Modelo físico de aneurisma (adaptado de [44]).	38
Figura 14 - Representação esquemática do sistema circulatório: coração e dos vasos sanguíneos (adaptado de [46]).....	43
Figura 15 - Esquema da circulação sanguínea: circulação pulmonar e circulação sistêmica [48].	44
Figura 16 - Representação do escoamento laminar e turbulento [56].	49
Figura 17 - Classificação dos aneurismas segundo a forma destes [61].	51
Figura 18 - Aneurismas cerebrais situados no círculo de Willis [63].	52
Figura 19 - Vista Axial, Coronal e Sagital do aneurisma cerebral.	56
Figura 20 - Segmentação manual: apagar estruturas indesejadas e desenhar estruturas de interesse, respetivamente.	56

Figura 21 - Biomodelo 3D do aneurisma na artéria cerebral média.....	57
Figura 22 – Biomodelo digital 3D.....	57
Figura 23 – Biomodelo físico em VeroBlue (RGD840).	59
Figura 24 - Biomodelo físico em TangoPlus FLX930.	59
Figura 25 - Biomodelo obtido após a aplicação do comando Shell no SolidWorks®. ...	60
Figura 26 - Discretização do domínio geométrico do biomodelo.	66
Figura 27 - Representação das fronteiras do biomodelo.	67
Figura 28 - Linhas de corrente e velocidades locais para a velocidade de entrada de 0.08214m/s: (a) Newtoniano; (b) Modelo de Carreau.....	71
Figura 29 - Campo de pressões estáticas do biomodelo utilizando uma velocidade de entrada de 0.1150 m/s: (a) Newtoniano; (b) Modelo de Carreau.	72
Figura 30 - Viscosidade, em Pa.s, para o Modelo de Carreau a uma velocidade de entrada de 0.09857 m/s.....	74
Figura 31 - Viscosidade vs. Taxa de deformação.....	74
Figura 32 - Taxa de deformação, em s^{-1} , para uma velocidade de 0.1068 m/s para o Modelo de Carreau.	75
Figura 33 - Tensão de corte exercida na parede, com uma velocidade de entrada de 0.09857 m/s: (a) Newtoniano; (b) Modelo de Carreau.....	76
Figura 34 - Tensão de corte na linha amarela representada no biomodelo para a velocidade de 0.08214 m/s. (Na figura, o eixo das abcissas, designado por contador de linha são os vários pontos usados para a construção dessa linha.).....	76
Figura 35 - Razão da tensão entre o modelo de Carreau e o modelo Newtoniano ao longo da linha amarela representada no modelo para as diferentes velocidades de entrada. (Na figura, o eixo das abcissas, designado por contador de linha são os vários pontos usados para a construção dessa linha.)	77
Figura 36 - Tensão de corte na parede para o modelo Newtoniano para as diferentes velocidades ao longo da linha amarela representada no biomodelo. (Na figura, o eixo das abcissas, designado por contador de linha são os vários pontos usados para a construção dessa linha.)	77

Capítulo 1

Introdução

1.1. Contextualização e Objetivos

Atualmente, os médicos têm vindo a basear-se em diversos métodos de reconstrução tridimensional (3D) como ferramenta de auxílio na tomada de decisão, em caso de diagnóstico e planeamento de cirurgias bastante complexas, uma vez que permite a melhoria da capacidade de visualização, interação e otimização perante a situação clínica, possibilitando a identificação precoce de problemas [1, 2]. Isto deve-se ao constante desenvolvimento tecnológico e à necessidade que o ser humano tem de procurar saber mais, de modo a contribuir para o desenvolvimento da saúde humana.

A Tomografia Computorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM) são duas das técnicas imagiológicas mais utilizadas para capturar imagens com informações de detalhes anatómicos dos pacientes, sendo estas armazenadas como sequência de imagens bidimensionais (2D).

Além da fundamental avaliação das imagens 2D, a visualização 3D proporciona acesso privilegiado às estruturas de interesse, especialmente para o cirurgião, visto que explicita alguns aspetos que de outra forma só estariam acessíveis pela “reconstrução mental” das imagens tomográficas [2]. Para tal, foi necessário o desenvolvimento de *software* específicos que realizam a reconstrução 3D, a partir de imagens 2D, que permitem que a geometria obtida seja editada em programas de Desenho Assistido por Computador (CAD da designação inglesa *Computer Aided Design*). Esta nova ferramenta computacional permite diagnósticos mais precisos, com um perfeito entendimento da patologia e simulação de técnicas cirúrgicas num ambiente virtual [3].

Portanto, a produção de um biomodelo só é possível por intermédio da integração das tecnologias de aquisição e manipulação de imagens médicas com os sistemas CAD e os sistemas de fabrico aditivo (FA), envolvendo deste modo equipas multidisciplinares promotoras da interação das ciências biomédicas, informática e engenharia [2].

Atendendo a que nem sempre as paredes dos vasos sanguíneos apresentam a resistência suficiente para conseguir resistir a tensões excessivas existe a possibilidade de provocar deformações ou dilatações anormais localizadas numa das paredes do vaso sanguíneo

dando origem a um aneurisma. O presente trabalho tem como objetivo estudar o comportamento sanguíneo numa patologia vascular humana a saber, um aneurisma cerebral. Para tal, a primeira fase do trabalho consistiu na extração de dados anatómicos do aneurisma cerebral a estudar, com recurso à imagiologia médica e à reconstrução do respetivo biomodelo digital utilizando *software* apropriado.

O biomodelo obtido foi posteriormente utilizado para a simulação de escoamentos sanguíneos recorrendo ao *software* comercial de dinâmica de fluidos computacional ANSYS-FLUENT[®] que implementa o método dos volumes finitos.

Adicionalmente, procedeu-se à reconstrução física do biomodelo que, não permitiu que fosse feita a análise experimental do sistema em estudo e que, apesar de não ser um objetivo do trabalho, iria enriquecê-lo.

1.2. Organização dos Capítulos

Este trabalho está dividido em 8 capítulos: o presente capítulo e outros sete que se seguem e que se descrevem em seguida de forma sucinta.

O Capítulo 2 diz respeito à imagiologia médica, onde são apresentadas duas das técnicas imagiológicas mais utilizadas para aquisição de imagens médicas, assim como uma descrição do formato DICOM.

No Capítulo 3 são apresentados alguns conceitos teóricos relativos à área em estudo, a biomodelação, de modo a compreender o conceito, bem como os passos a realizar em cada etapa, quer na criação do biomodelo digital quer na fabricação do biomodelo físico 3D. São ainda apresentadas algumas aplicações bem como alguns estudos realizados nesta área.

O Capítulo 4 faz referência ao sistema cardiovascular, à reologia do sangue e ao fluxo sanguíneo, para além de abordar alguns conceitos sobre aneurismas.

No Capítulo 5 são apresentados todos os passos efetuados para obtenção do biomodelo digital e para a construção do biomodelo físico.

O Capítulo 6 diz respeito à simulação numérica, onde são expostas as equações de escoamento utilizadas, bem como as condições de fronteira impostas e a malha utilizada.

No Capítulo 7 encontram-se os resultados numéricos obtidos, juntamente com a sua análise.

O Capítulo 8 destina-se a apresentar as principais conclusões referentes ao trabalho desenvolvido, bem como possíveis trabalhos futuros.

Capítulo 2

Imagiología Médica

A imagiologia médica refere-se a várias tecnologias diferentes que são utilizadas para observar e explorar o corpo humano. Cada tecnologia dá informações acerca da área do corpo a ser estudada ou tratada, procurando deste modo revelar estruturas internas escondidas, bem como informações para o diagnóstico e tratamento de uma certa doença ou mesmo, da eficácia de um tratamento [4].

Duas das técnicas imagiológicas mais utilizadas para aquisição de imagens médicas são: a Tomografia Computorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM), que permitem a obtenção de imagens do corpo humano seccionado. As secções que se seguem explanam alguns conceitos adjacentes a estas duas técnicas.

2.1. Tomografia Computorizada

A descoberta dos raios X por Wilhelm Conrad Röntgen em 1895 e o trabalho desenvolvido pelo matemático austríaco Johann Radon em 1911 foi a base para o desenvolvimento da tomografia computadorizada. Em 1961, William Oldendorf abriu o caminho para a TC desenvolvendo um sistema capaz de reproduzir as secções transversais de estruturas cranianas com radio-densidades diferentes. Contudo foi na década de 70 que Hounsfield e a sua equipa, com base na experiência de Oldendorf desenvolveram o primeiro tomógrafo computadorizado comercialmente viável [5].

Na TC resulta uma imagem construída a partir de projeções bidimensionais de imagens de raio X. É classificada como uma poderosa técnica de imagiologia médica que permite visualizar tecidos moles bem como ossos e vasos sanguíneos [6].

Esta técnica é baseada no princípio dos raios X que são enviados e atravessam o corpo do paciente de modo a que do outro lado da projeção, ou seja, nos detetores, sejam captados e seja efetuada a medição dos coeficientes de atenuação dos tecidos. As imagens obtidas têm tonalidades de cinza diferentes, cada uma correspondendo a diferentes densidades dos tecidos e são obtidas em três planos espaciais [6, 7].

Esta técnica é bastante vantajosa em relação à radiografia convencional. Enquanto as radiografias convencionais só projetam num único plano todas as estruturas que os raios X atravessam, a TC permite o estudo de secções transversais, ou seja, das “fatias” do corpo humano, evidenciando as relações estruturais em profundidade. Outra vantagem da TC é o facto de permitir que seja efetuada uma maior diferenciação entre os tecidos, o que leva a que os tecidos sejam mais nitidamente delineados e estudados. Para além disso também permite manipular e ajustar a imagem após ter sido efetuado o varrimento, nomeadamente ajustar o brilho, realçar os bordos, fazer *zoom* aumentando áreas específicas e ajustar o contraste para melhor visualização da região anatómica de interesse [8]. Contudo pode destacar-se como uma das principais desvantagens o facto de se utilizar radiação, visto que tem um efeito prejudicial sobre o corpo humano, mais propriamente junto de células que se multiplicam rapidamente, uma vez que podem causar mutações genéticas.

2.1.1. Tomografia Planar e Tomografia Helicoidal

Desde o aparecimento do primeiro tomógrafo foram vários os avanços ocorridos nas técnicas tomográficas. A evolução das técnicas trouxe não só uma melhoria na qualidade da imagem como também uma diminuição do tempo na realização do exame.

O feixe de raios X pode possuir dois movimentos distintos o que leva à existência de duas formas distintas de obtenção das imagens: a planar e a helicoidal.

Na tomografia planar (Figura 1) os detetores permanecem estacionados, enquanto o tubo de raio X faz um movimento de rotação completo em torno do paciente. Entre uma imagem e outra, é necessário o reposicionamento da mesa, o que faz com que a obtenção dos dados demore mais tempo. Cada “fatia” (corte ou *slice*) é obtida individualmente e o intervalo entre os cortes é determinado pela distância incrementada na mesa [1, 9].



Figura 1 - Tomografia Planar [9].

A técnica de aquisição helicoidal proporcionou o avanço mais significativo na obtenção de imagens pela TC. Na tomografia helicoidal, Figura 2, o paciente é movido ao longo do eixo horizontal em direção ao *gantry*, que contém o tubo de raios X, os detectores eletrônicos e o sistema de colimação, enquanto a fonte executa um movimento rotacional contínuo em torno do paciente. Durante o exame, o feixe de raios X incide no paciente seguindo uma trajetória helicoidal, o que faz com que os cortes não sejam necessariamente planos, mas na forma de hélices. Entre as vantagens desta técnica destacam-se o tempo de aquisição e a redução da dose de radiação no paciente [1, 9].

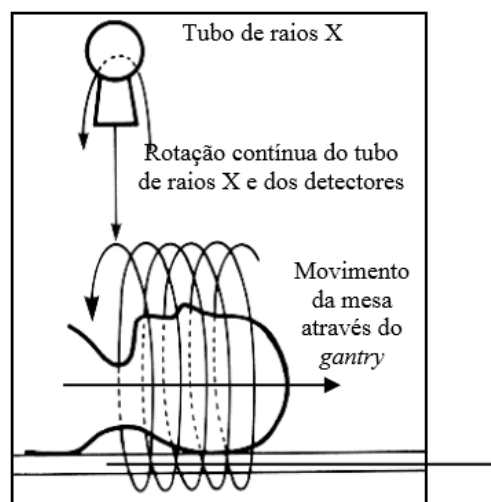


Figura 2 - Tomografia Helicoidal [9].

2.1.2. Formação da Imagem em TC

A formação da imagem em TC divide-se em três fases: aquisição de dados, reconstrução e apresentação da imagem. Cada fase, abaixo descrita, possui fatores ajustáveis que podem ter efeitos nas características e na qualidade da imagem.

- **Fase de Aquisição de Dados**

A fase de aquisição de dados, também conhecida como fase de varrimento, inicia-se com a exposição de uma secção da região do corpo a analisar a um feixe colimado de raio X na forma de leque. A quantidade de radiação que penetra no corpo é medida por um complexo conjunto de detetores de raios X que vão, simultaneamente, recolher esses raios no lado oposto à ampola, após a sua passagem pelo paciente [1].

- **Fase de Reconstrução da Imagem**

A reconstrução da imagem é o processo efetuado pelo computador onde algoritmos matemáticos transformam os dados adquiridos numa imagem digital. A imagem digital formada é uma matriz bidimensional em que cada elemento da matriz (*pixel*) recebe um valor numérico designado de número de TC (unidades Hounsfield). Este número está relacionado com o coeficiente linear médio de atenuação do elemento de volume, o *voxel*, no interior do corte que o *pixel* representa [10].

- **Fase de Apresentação da Imagem**

Na fase de apresentação da imagem é efetuada a conversão de digital para analógico, ou seja, a imagem digital obtida na fase anterior é convertida numa imagem de vídeo para assim poder ser observada num monitor e posteriormente guardada. O resultado da imagem de TC mostra apenas os vários tons de cinza (do preto até ao branco). Esta variação de tons vai permitir, por exemplo, a identificação da densidade do tecido em análise, a sua constituição óssea e tumoral [1].

2.2. Ressonância Magnética

A imagem por ressonância magnética (IRM ou RM) é baseada no fenómeno de ressonância magnética nuclear (RMN), que foi alvo de um trabalho independente de dois grupos de físicos liderados por Bloch em Stanford e Purcell em Harvard em 1946. Nesta pesquisa, os investigadores descobriram que certos núcleos, quando submetidos a um campo magnético, absorviam energia na gama das radiofrequências e quando voltavam ao estado inicial tornavam a emití-la [11]. Mais tarde, Raymond Damadian obteve dois tipos diferentes de sinal conforme este derivava de tecido normal ou patológico [12]. Desde então até aos dias de hoje a evolução desta técnica foi rápida o que demonstra que poderá ser um dos mais significativos avanços tecnológicos no que se refere a imagiologia médica.

A RM é um método de diagnóstico que permite visualizar as estruturas internas do corpo humano em detalhe que, ao contrário do que acontece com técnicas baseadas em raio X, não utiliza radiação ionizante. A RM explora a magnetização natural do átomo mais abundante nos tecidos do corpo humano, o hidrogénio (corpo humano é constituído maioritariamente por água e gordura), para obter a imagem médica podendo esta ser em duas ou três dimensões. Este átomo contém apenas um próton e apresenta por isso um pequeno momento magnético [13]. Na Figura 3, é possível visualizar o equipamento de RM.

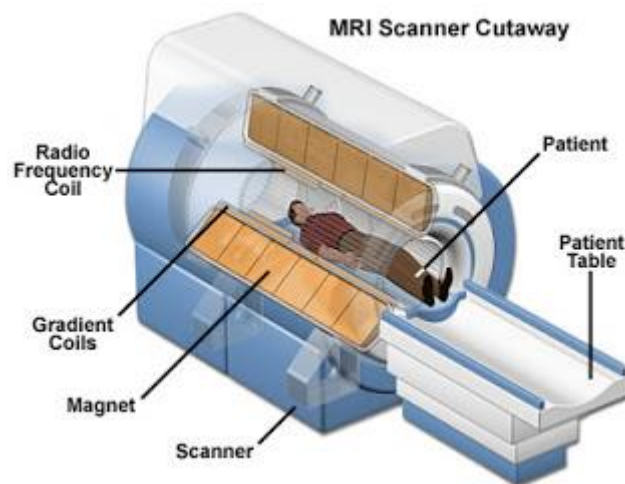


Figura 3 - Equipamento de RM [14].

Esta técnica explora o fenômeno de que todos os átomos têm um campo magnético que pode ser afetado por ondas de radiofrequência. Os átomos possuem um alinhamento natural, e quando sujeitos a poderosas ondas de radiofrequência vão alterar temporariamente esse alinhamento. Assim, ao desligar essas ondas os átomos regressam ao seu alinhamento natural, libertando a energia absorvida [15].

Para se obter uma imagem médica, é necessário que exista uma medição em localizações específicas da intensidade das ondas de radiofrequência emitidas pelos átomos. Com a recolha dos sinais associados a essas diferentes localizações, uma imagem representativa pode ser criada. A imagem obtida é apresentada numa escala de cinzentos, onde a sua tonalidade é proporcional à intensidade do sinal [15].

2.3. Formato DICOM

O desenvolvimento do padrão DICOM é baseado na cooperação do *American College of Radiologists* (ACR) com a *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) e surge na década de 1980. Em 1983, formam uma comissão com o propósito de criar um método de referência para a transmissão de dados, independentemente dos padrões do fabricante. A primeira versão surgiu em 1985, sendo a primeira forma aceite para arquivar dados e para comunicar de uma forma não-proprietária. Contudo a necessidade de correção de vários erros fez com que em 1988 fosse publicada uma segunda versão. A terceira versão que ainda hoje é utilizada e que foi denominada de DICOM só foi lançada no ano de 1993 [16].

O DICOM é um padrão que permite a transferência de imagens médicas e informações associadas, entre hospitais, clínicas de radiologia e outro tipo de utilizadores garantindo o reconhecimento das imagens e correta interpretação.

Apesar de este formato permitir a leitura do arquivo e a extração de informações, mantendo a sua integridade, e de ainda desenvolver uma interface entre equipamentos de imagens médicas e qualquer outro equipamento, o conhecimento que os radiologistas têm

sobre ele ainda é bastante limitado. Isto, devido ao facto da leitura da maioria do material de referência e descrição ser difícil, por terem sido escritos por técnicos ou administradores [1,5].

Capítulo 3

Biomodelação

O termo biomodelação tem sido utilizado para descrever a habilidade de replicar a morfologia de uma estrutura anatômica num modelo físico. De forma mais específica, a biomodelação pode ser entendida como o processo de obtenção dos dados morfológicos e o processamento desses dados por um computador de modo a criar um modelo virtual e convertê-lo num modelo físico através de um equipamento de fabrico aditivo (FA) [17].

É importante salientar que o processo de biomodelação não implica, obrigatoriamente, a fabricação do modelo físico 3D. Muitas vezes, pretende-se apenas a obtenção de um modelo virtual 3D para estudar os casos em análise num *software* apropriado. No esquema da Figura 4 é possível visualizar as etapas necessárias para a construção de um modelo. Estas etapas podem ser todas contempladas ou podem ser realizadas até ao modelo digital, ou seja, não inclui o último grupo das etapas, como já foi mencionado anteriormente [4].

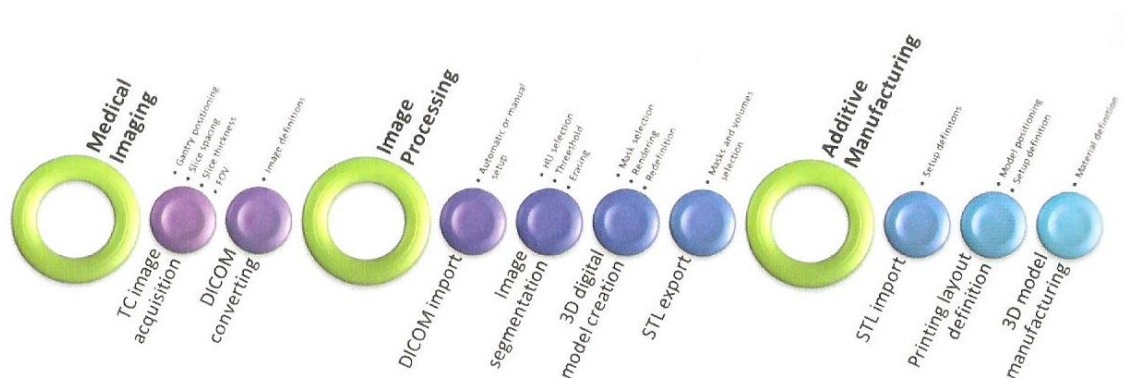


Figura 4 - Biomodelação: etapas para a construção de um biomodelo [4].

As etapas percorridas até à obtenção do modelo digital estão incluídas na biomodelação digital, sendo esta responsável pela criação e manipulação de um modelo digital com vista a melhorar a visualização de estruturas físicas anatômicas. Segundo Groesel *et al.* [18], nesta definição também estão incluídos modelos computacionais que podem ser manipulados em *software* CAD.

Por outro lado, a etapa da biomodelação física é responsável pela obtenção do modelo físico através de um processo de fabrico aditivo, onde são reproduzidas as mesmas características geométricas que estão presentes no modelo virtual [3].

Com os avanços observados, maioritariamente, na tecnologia, é possível verificar que o uso da biomodelação vai muito provavelmente aumentar e o custo dos biomodelos diminuir, uma vez que é uma ferramenta muito útil no auxílio de diagnósticos e no planeamento cirúrgico.

Para José Domingos Santos, professor na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, a biomodelação é uma técnica que já está a ser utilizada clinicamente desde 2003 em Portugal. Para este professor, “diminuir o tempo das cirurgias em 18%, melhorar a qualidade do diagnóstico em 95% e aumentar a compreensão do tratamento pelo paciente em 88% são os principais benefícios da biomodelação, a par da taxa de sucesso de 98%” [19].

3.1. Processo de Obtenção de um Biomodelo

A produção de um biomodelo só é possível por intermédio da integração das tecnologias de aquisição e manipulação de imagens médicas com os sistemas CAD e os sistemas de fabrico aditivo, envolvendo deste modo equipas multidisciplinares, promovendo a interação das ciências biomédicas, informática e engenharia [2].

3.1.1. Aquisição e Armazenamento das Imagens

A RM e a TC são duas das técnicas mais utilizadas e com melhores resultados para captar informações de detalhes anatómicos dos pacientes, ou seja, da sua morfologia.

Durante o processo de aquisição de dados, o paciente é submetido ao exame radiológico de modo a realizar o varrimento da região a analisar, com o intuito de produzir uma sequência de imagens baseadas nas secções transversais dessa região [3].

Para otimizar a aquisição de imagens é necessário ter em conta alguns parâmetros, uma vez que alguns destes são responsáveis pela qualidade das imagens, podendo-se destacar

a espessura do corte, tamanho da matriz, o diâmetro do FOV (*field of view*), o algoritmo da imagem e a dose de radiação.

Após a obtenção das imagens 2D, os dados deverão ser exportados no formato DICOM e armazenados, de modo a que depois possam ser processados em *software* específico para obtenção do modelo virtual 3D.

3.1.2. Segmentação das Imagens e Obtenção do Biomodelo Virtual

O processo de segmentação das imagens médicas adquiridas pelas técnicas de TC ou RM, consiste na separação das estruturas de interesse (estruturas que deverão ser representadas no biomodelo virtual) do conjunto de informações que são disponibilizadas. Este processo inicia-se com a importação dos arquivos no formato DICOM num *software* de processamento de imagens médicas específico [2].

Entre as ferramentas disponíveis para a segmentação das imagens, o *threshold* é uma das mais utilizadas. Este método é um algoritmo computacional utilizado para separar de forma automática as estruturas de um tecido, baseando-se na definição de intervalos de densidade de cinzentos que expressem somente os *pixels* que correspondam ao tecido de interesse, sendo o objetivo principal identificar os *pixels* que pertençam a uma determinada estrutura. Se o intervalo for atribuído incorretamente, maior ou menor que o valor ideal, irá ocorrer um efeito chamado *dumb-bell*. Este efeito pode alterar o modelo, resultando num espessamento ou afinamento das estruturas de interesse e originar erros dimensionais [2, 20].

Se a segmentação automática utilizando o comando *threshold* não devolver o resultado esperado, as imagens devem ser editadas de forma manual, fatia a fatia, aplicando ferramentas como cortar, apagar e seleccionar. Recorre-se, portanto, à segmentação manual quando a região de interesse possui estruturas pouco diferenciadas ou quando se está na presença de artefactos metálicos como próteses, implantes ou restaurações dentárias [2].

Após a segmentação, o *software* de reconstrução reconhece em cada fatia as áreas definidas pelo operador e a partir da sobreposição das fatias, gera o modelo virtual 3D. Obtido o modelo virtual, deve-se conferir o resultado e, caso este não seja o esperado, podem editar-se as fatias manualmente com intuito de obter um modelo que reproduza mais fielmente a estrutura desejada.

Os dados do modelo virtual são exportados para o formato STL. Estes arquivos em formato STL são trabalhados em *software* CAD para fazer eventuais correções no modelo. Após esta fase de edição, o modelo é exportado no formato STL para o equipamento de fabrico aditivo, onde se processa a sua construção.

O formato STL é caracterizado por ser uma forma simples e robusta de representar modelos 3D através de uma lista não ordenada de triângulos irregulares que formam uma malha que reveste toda a superfície de um modelo sólido. Este arquivo guarda a representação numérica em ponto flutuante das coordenadas cartesianas (x,y,z) dos vértices de cada triângulo. De acordo com a “regra da mão-direita”, um vetor de norma unitária é associado a estes vértices, onde a direção representa a superfície externa do triângulo e dos modelos por eles representados [21].

3.1.2.1. *Software* de Processamento de Imagens

O processo de manipulação das imagens biomédicas, isto é, controlo e transferência de dados médicos, requer *software* específicos. Estes programas computacionais devem funcionar como uma interface eficiente entre as imagens médicas e o equipamento de fabrico aditivo, permitindo a construção dos modelos reais a partir das imagens virtuais [22].

Após a aquisição das imagens médicas, o programa faz uma leitura dessas imagens no formato DICOM, estas imagens passam por um processo de segmentação e reconstrução 3D para obtenção de um modelo virtual dos tecidos moles ou da estrutura óssea do paciente [23].

Os *software* de processamento de imagem podem assumir uma grande variedade de configurações que vão desde o *software* livre/gratuito até aplicações comerciais e específicas que funcionam com licenças pagas.

Apesar de existirem vários *software* que são bastante utilizados e conhecidos, como o Mimics® e o ScanIP™, que são *software* comerciais, o InVesalius e o 3DSlicer que são livres/gratuitos, nesta secção apenas será abordado o *software* Mimics®, uma vez que é o utilizado nesta dissertação.

- **Mimics® (Materialise)**

O Mimics® (*Materialise's Interactive Medical Image Control Systems*) é um *software* interativo de processamento de imagens médicas desenvolvido pela empresa belga Materialise. A grande funcionalidade deste *software* centra-se na visualização e na segmentação de imagens médicas provenientes, principalmente, de tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultrassons. Na área médica, este *software* é utilizado no diagnóstico, simulação e planeamento cirúrgico, permitindo o processamento e a edição de imagens médicas 2D para construir modelos anatómicos 3D com a máxima precisão e flexibilidade. Para além disso, permite ainda a remoção de artefactos provenientes de restaurações metálicas, próteses ou osteossínteses [24]. A interface deste *software*, Figura 5, é muito intuitiva e as ferramentas estão dispostas de forma ao utilizador seguir uma sequência lógica de reconstrução.

O formato DICOM é o formato de entrada mais comum. Contudo existem outros formatos que o programa também consegue ler, como TIFF e JPEG. Um módulo adicional está disponível para definir e calcular as informações necessárias à criação de modelos em todos os sistemas de fabrico aditivo, sendo portanto uma interface para os processos de FA (.stl). Este *software* permite também a geração e otimização de malhas para análise por elementos finitos (FEA)/dinâmica de fluidos computacional (CFD) [24].

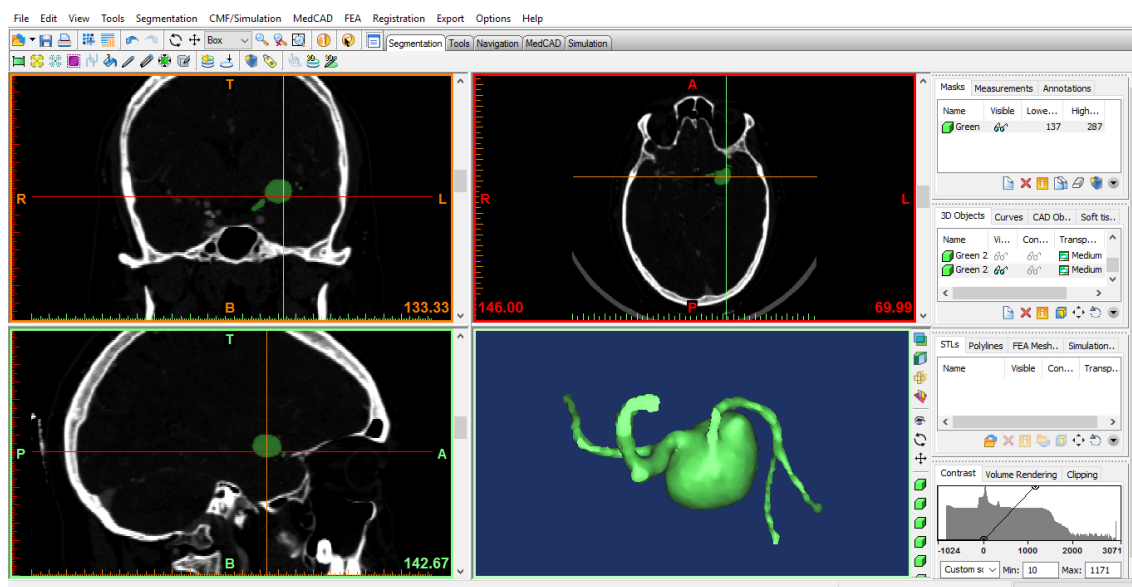


Figura 5 - Interface do *software* Mimics®: visualização das três vistas (coronal, axial e sagital) e da reconstrução 3D da máscara do biomodelo obtida através do processo de segmentação.

Como referido anteriormente, o algoritmo mais utilizado na segmentação de imagens é o *threshold*, que se baseia na busca de *pixels* cujos valores estão dentro dos intervalos definidos como limiares (*threshold*). Contudo, este *software* também utiliza algoritmos baseados em regiões e operações de morfologia matemática, para além da segmentação baseada no *threshold*.

A segmentação por crescimento de regiões (*region growing*) é um procedimento que agrupa *pixels* ou sub-regiões da imagem em regiões maiores, com base num critério de similaridade pré-definido. Normalmente, parte-se de um conjunto de *pixels* ditos "sementes", e a partir destes *pixels* inicia-se um processo de crescimento de regiões, agrupando todos os *pixels* vizinhos que obedeçam ao critério de similaridade com a semente. De entre os critérios mais utilizados, a intensidade luminosa, a textura, a cor dos *pixels* e o nível de cinzento são os que mais se destacam. Durante a escolha pelo critério de similaridade entre os pontos deve ter-se em consideração a aplicação e as características da imagem a segmentar [25, 26].

As operações de morfologia matemática são ferramentas para extração de componentes de imagens que são úteis na representação e descrição da forma de uma região. Quando

usadas corretamente preservam as características essenciais de forma do objeto, removendo os detalhes irrelevantes [27]. A erosão e a dilatação são as operações morfológicas básicas [28].

A erosão é um processo que remove *pixels* que tenham vizinhança diferente do elemento estruturante, ou seja, é o conjunto dos pontos de B, tal que S, esteja totalmente incluído em B, como demonstra a seguinte expressão [28]:

$$B \otimes S = \{x, y \mid S_{xy} \subseteq B\} \quad (1)$$

onde B representa a imagem binária e S o elemento estruturante.

Na dilatação as regiões são completadas pela adição de *pixels*. Nesta operação há a união de todos os pontos da imagem B (imagem binária), tal que o elemento estruturante S intercepa B, como se pode verificar na seguinte expressão [28]:

$$B \oplus S = \{x, y \mid S_{xy} \cap B \neq \emptyset\} \quad (2)$$

3.1.3. Construção do Biomodelo Físico

Para a construção do biomodelo físico, os arquivos STL são transmitidos para os equipamentos de fabrico aditivo através de meios que suportem a transmissão desses dados. Após a transferência, a construção do modelo é, na maioria dos processos, automática [2].

3.1.3.1. Fabrico Aditivo

O fabrico aditivo pode ser definido como um conjunto de processos tecnológicos que permitem fabricar modelos físicos 3D (protótipos), a partir de um desenho CAD 3D. O objetivo é obter um modelo real com as mesmas características geométricas do virtual podendo, este, ser manipulado para vários fins. A reprodução de estruturas anatómicas tem aparecido como uma das aplicações do fabrico aditivo muito promissora [9].

A construção dos objetos físicos 3D é feita de forma automática e ocorre através da adição de material em forma de camadas planas sucessivas, como é ilustrado na Figura 6.

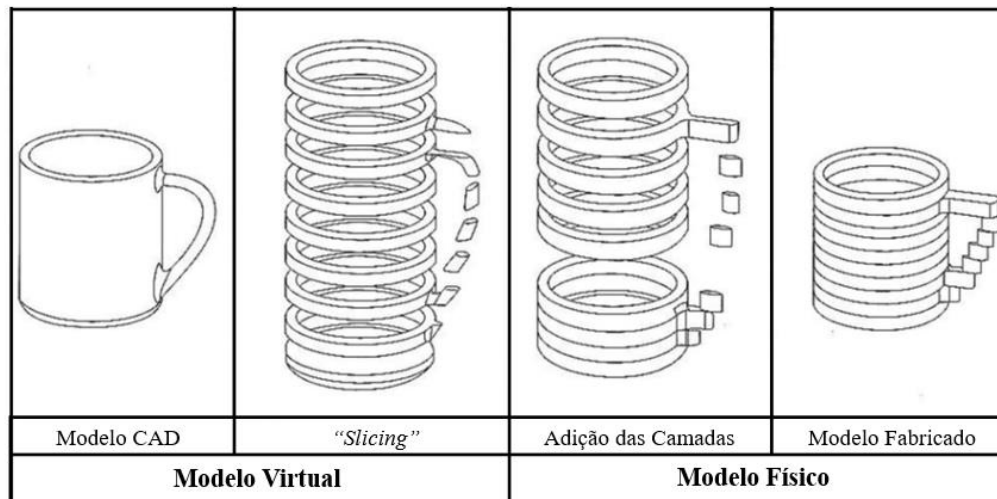


Figura 6 - Representação das principais etapas do processo de construção por camada (adaptado de [21]).

Este processo permite fabricar componentes físicos 3D, com geometrias bastante complexas, através de dados obtidos diretamente do modelo geométrico gerado no sistema CAD (programas de modelação sólida) ou pela conversão de arquivos obtidos de *scanners* 3D, de Tomografia Computorizada e da Ressonância Magnética [21, 29].

O processo inicia-se com um desenho CAD 3D que é traduzido para um ficheiro .STL, onde todas as superfícies do modelo são convertidas numa malha de triângulos. O ficheiro STL ao ser transferido para um equipamento de fabrico aditivo é convertido num ficheiro SLI (do inglês "*slice*" – fatia) através do *software* do equipamento ("*print manager*"), que divide o modelo nas várias camadas de construção para a obtenção de curvas de nível 2D que definem, em cada camada, onde deve ser adicionado material, sendo cada camada processada sequencialmente, gerando, assim, a peça física através da sobreposição e aderência das mesmas, iniciando-se na base e indo até ao topo [21].

Até 2011 não existia um consenso sobre a terminologia para esta tecnologia, contudo nesse ano com as conclusões da comissão F42 da ASTM - American Society for Testing

and Materials, chegou-se a um consenso, sendo, portanto, adotado o nome de fabrico aditivo para designar a totalidade das técnicas utilizadas.

Os processos aditivos podem ser agrupados, de acordo com o estado físico ou forma inicial do material utilizado para o fabrico [21]:

- Baseados em líquidos – material utilizado encontra-se no estado líquido. Processos que envolvem a polimerização de resinas líquidas por laser ou jatos de resina líquida por um cabeçote de jato de tinta e posterior cura pela exposição de ultravioleta (UV);
- Baseados em pós - utilizam diversos tipos de pó na construção dos modelos;
- Baseados em sólidos - constroem modelos físicos a partir da deposição de material no estado sólido.

Diversos processos estão atualmente disponíveis, entre eles a modelação por extrusão de plástico, a sinterização seletiva por laser, impressão tridimensional, a polyjet e a estereolitografia, que se descrevem em seguida.

- **Modelação por Extrusão de Plástico**

A modelação por extrusão de plástico (FDM), desenvolvida pela Stratasys Inc., constrói os modelos por adição de material em camadas, formadas pela extrusão de um filamento de material termoplástico através de uma microfieira.

O material termoplástico utilizado para a construção dos modelos, que se encontra sob a forma de fio, é alimentado através de uma bobine. A cabeça de extrusão, que se move nos eixos dos xx e yy , extrude o material e este é depositado em camadas muito finas, ao entrar em contacto com o material que já se encontra na plataforma de construção ele solidifica e adere à camada anterior. O processo é repetido até à construção total do modelo, com a movimentação da plataforma no eixo dos zz [21, 30]. Na Figura 7 é possível visualizar o esquema do processo FDM.

Normalmente, os dispositivos de FDM utilizam duas cabeças extrusoras. A primeira cabeça constrói o modelo, enquanto a segunda, sempre que necessário, deposita material de

suporte (utilizado para possibilitar a construção de regiões que não estejam conectadas ao corpo da peça). O que leva a que estes dispositivos trabalhem ao mesmo tempo apenas com dois tipos de materiais: o material de suporte e o material de construção. O material de construção pode variar de peça para peça, contudo tem de ser o mesmo ao longo da construção de uma peça. Deste modo, o processo de construção de um modelo fica restringido apenas a um material, que é seleccionado no início do processo, apesar de existirem vários materiais que podem ser utilizados e com cores diferentes [4].

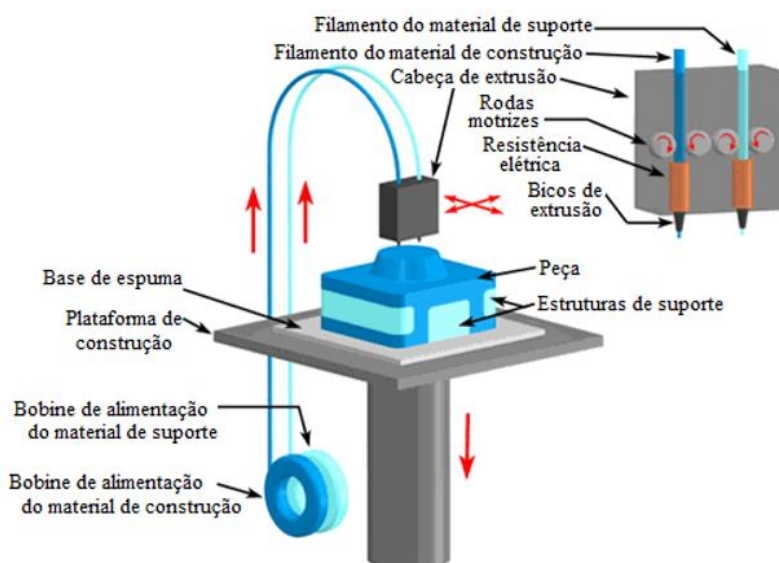


Figura 7 - Princípio do processo FDM, com os respetivos movimentos de construção [30].

A existência de uma bolsa de ar entre a cabeça extrusora magnética e a placa metálica impede o contacto entre ambas, reduzindo o atrito consideravelmente, praticamente a zero, o que permite elevadas velocidades de execução [4].

A tecnologia de FDM tem uma grande variedade de materiais disponíveis, sendo o mais utilizado a acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS) devido à sua biocompatibilidade, resistência ao impacto, tenacidade, estabilidade a diferentes temperaturas e resistência química. Para além deste material também podem ser utilizados os policarbonatos (PC), as ceras, os poliésteres, os polifenilsulfona e os elastómeros.

- **Sinterização Seletiva por Laser**

A sinterização seletiva por laser (SLS) foi desenvolvida pela Universidade do Texas e pela empresa DTM Corporation, que é agora parte integrante da 3D Systems, Inc.

Este processo é comercializado desde 1992 e permite a construção de modelos físicos utilizando a matéria-prima na forma de pó, camada a camada.

Inicialmente uma camada muito fina de pó é depositada sobre a área de trabalho, para de seguida um laser de CO₂ realizar o varrimento da superfície de modo a que a temperatura do pó se eleve até ao seu ponto de sinterização. Apesar de se utilizar o termo sinterização, em alguns casos o pó é levado ao seu ponto de fusão. Após a sinterização de uma camada, a câmara de construção desce e é depositada uma nova camada, com o auxílio de um cilindro, e assim sucessivamente, até o modelo estar finalizado.

Apenas o pó que corresponde à secção transversal do modelo CAD 3D sofre sinterização, o restante permanece nas zonas envolventes sob a forma de pó solto. Este pó serve como estrutura de suporte para partes desconectadas e salientes, não sendo, portanto, necessário que o *software* do equipamento defina estruturas de suporte destas zonas do modelo. Contudo exige um trabalho de pós-processamento para melhorar o acabamento das superfícies.

Na Figura 8 está esquematizado o princípio de funcionamento do processo de SLS.

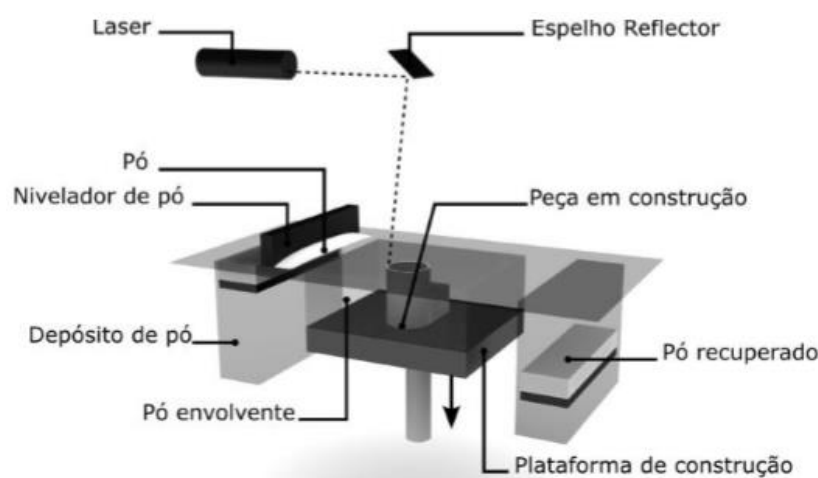


Figura 8 - Princípio de funcionamento de um equipamento de SLS [31].

Como grande vantagem deste processo está a variedade de materiais que podem ser utilizados. Desta grande variedade destacam-se três grupos principais de materiais: plásticos, cerâmicas e metais.

As cerâmicas são o tipo de material menos comum, contudo devido às suas propriedades mecânicas e biocompatibilidade existem algumas que são utilizadas em aplicações médicas, como é o caso da Zircônio tetragonal [32].

Os materiais de plástico são basicamente de dois tipos: poliestirenos ou poliamidas. Estes, para além de poderem ser usados na sua forma mais simples também podem ser manipulados ou adicionados de modo a obterem materiais com características diferentes [4].

Vários são os metais que podem ser processados em dispositivos de SLS, entre eles, as ligas de Alumínio, de Cobalto-Crômio, de Níquel-Crômio, de Titânio e os aços inoxidáveis [4].

De modo a processar com sucesso os materiais utilizados é necessário ter em atenção alguns parâmetros, nomeadamente a potência do laser, para poder realizar as tarefas de fusão (plásticos e metais) ou sinterização (cerâmicos), visto que as temperaturas a atingir são diferentes [4].

Nos últimos anos é notória a crescente atenção que esta tecnologia está a receber no campo clínico, uma vez que oferece vantagem para os intervenientes (paciente e cirurgia/médico) [33].

- **Impressão Tridimensional**

O sistema de impressão tridimensional (TDP) foi desenvolvido por investigadores do MIT (*Massachusetts Institute of Technology*).

Neste sistema os modelos são construídos a partir de materiais reduzidos a pó que são, posteriormente, aglutinados por um ligante líquido aplicado através de um jato. O jato de ligante é aplicado através de cabeças de impressão muito semelhantes às utilizadas pelas impressoras de jato de tinta [29].

O processo de construção dos modelos inicia-se com a distribuição de uma camada de pó sobre a plataforma de trabalho, onde um rolo espalha e alisa o material. De seguida, o ligante líquido é depositado pela cabeça de impressão, por intermédio de finos jatos, de acordo com a geometria 2D da camada que está a ser processada (Figura 9). Para a construção da próxima camada, o pistão desce o modelo, uma nova camada de pó é espalhada e o ligante é novamente distribuído. Este processo é repetido o número de vezes necessárias até à construção completa do modelo. Como o material que se encontra em redor do modelo (material não processado) atua como suporte natural, este processo não requer qualquer estrutura de suporte [21, 34].

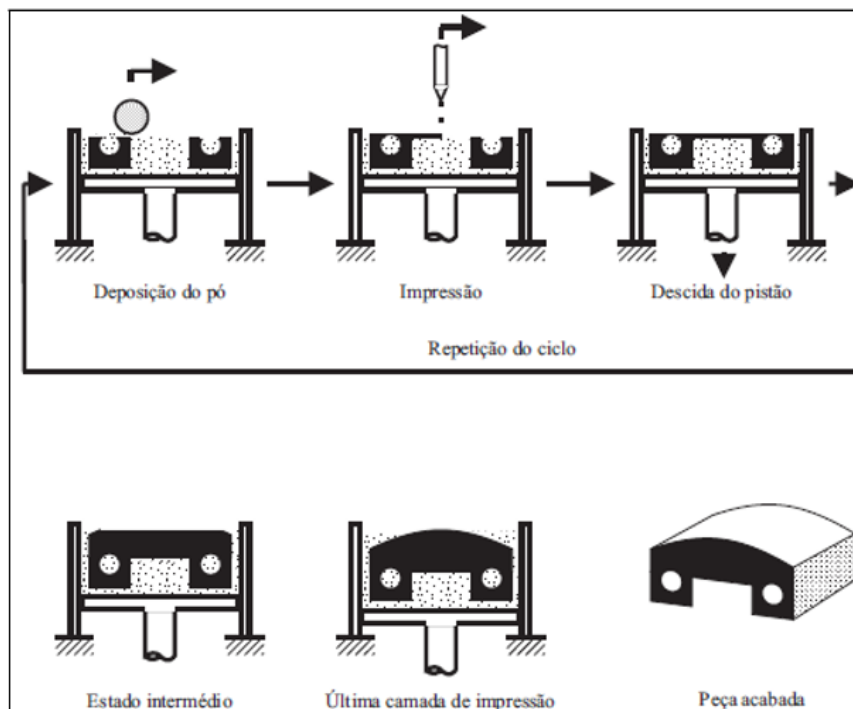


Figura 9 - Princípio do processo TDP [34].

Finalmente, o modelo “em verde” é retirado da máquina de impressão, ficando o pó não aglutinado pelo ligante (material onde o jato de ligante não ligou as partículas entre si) solto. O modelo é sacudido, ou, em alguns casos, aplicado um jato de ar comprimido de modo a retirar o material em excesso. O ligante dá apenas a resistência suficiente para o componente impresso ser manuseado. Deste modo, e dependendo da aplicabilidade do

modelo, este pode ser submetido a um pós-processamento, sendo os mais comuns a sinterização e a infiltração, o que aumenta significativamente a rigidez e a resistência do modelo, podendo ainda ser posteriormente maquinadas, coladas, pintadas e integradas em conjuntos com várias peças [30, 35].

A resolução deste sistema está dependente do tamanho das gotículas de ligante depositadas, da granulometria do pó, da precisão de aplicação do jato ligante e da forma como o ligante flui através dos grãos por ação capilar [30].

Este sistema de impressão, aparentemente, não possui limitações quanto aos materiais que podem ser utilizados, podendo ser usado qualquer tipo de material sob a forma de pó e um ligante compatível. Geralmente são utilizados pós cerâmicos, metálicos, poliméricos, gesso e à base de amido. Podem ainda ser utilizados pós à base de fécula de batata e celulose, aço inoxidável e aço de ferramentas. Para cada tipo de material, um aglutinante é desenvolvido, sendo às vezes utilizado um à base de água [30].

- **Estereolitografia**

A estereolitografia (SLA) é considerada o processo que iniciou a revolução do fabrico aditivo, tendo sido patenteada em 1986. A sua produção industrial inicia-se no ano seguinte, pela empresa 3D Systems Inc., nos E.U.A..

Este processo constrói modelos 3D através da fotopolimerização de uma resina líquida fotocurável por meio da incidência de um feixe laser de raios UV, que provoca na resina uma reação fotoquímica. Esta reação depende da potência do feixe laser, do seu diâmetro e da velocidade de varrimento [4].

O processo de construção começa com a configuração do dispositivo, tendo em conta certos parâmetros tais como: a intensidade do laser e a espessura da camada.

O modelo é construído sobre uma plataforma perfurada, que se movimenta a cada camada construída, situada imediatamente abaixo da superfície de um banho líquido de resina fotossensível, normalmente epóxi ou acrílica. Os espelhos galvanométricos direcionam o

feixe laser para a porção de resina que corresponde à primeira camada. Quando essa camada é atingida pelo laser, ocorre a solidificação da secção transversal do modelo, deixando as restantes áreas líquidas. O procedimento é repetido para cada camada imediatamente acima, que adere à camada anterior, até o modelo estar completo [21, 36]. A Figura 10 ilustra o princípio básico associado ao processo de estereolitografia.

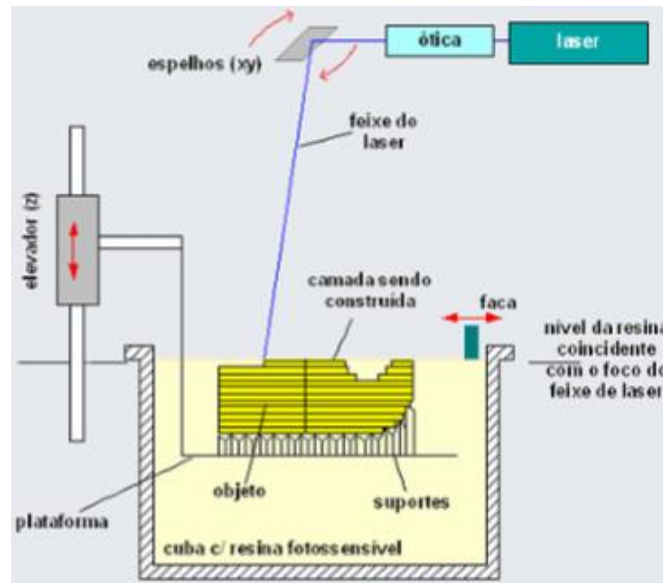


Figura 10 - Princípio do processo de estereolitografia [30].

Atendendo a que a polimerização da resina é apenas parcial, após o modelo estar pronto este é removido do banho de polímero líquido e sofre uma limpeza. Por fim é levado a um processo de pós-cura que lhe confere a máxima resistência mecânica. Após esta etapa, sempre que necessário, os componentes são submetidos a operações de acabamento superficial para melhorar o seu aspeto e a sua funcionalidade.

Como o modelo é construído num meio líquido, todas as zonas do modelo sem apoio necessitam de suportes sólidos (mesmo material que o modelo) para que seja possível a construção adequada dos modelos. Normalmente, estes suportes são gerados automaticamente pelo *software* do equipamento simultaneamente com a definição do número de camadas.

Neste processo vários materiais podem ser utilizados. As resinas fotopoliméricas líquidas são as mais utilizadas, destacando-se as resinas à base de epóxi e acrilatos (acrílica). As resinas epóxi permitem obter componentes com maior precisão, dureza e resistência mecânica do que as resinas acrílicas, apesar de apresentarem reduzida velocidade de fotopolimerização, fragilidade das peças curadas e sensibilidade à humidade que poderá inibir a polimerização. Deste modo, muitas vezes é adicionado algum acrilato às resinas epóxido para obter modelos com uma resistência superior [37].

- **PolyJet**

A tecnologia denominada de PolyJet é relativamente recente e foi desenvolvida pela empresa Israelita Objet Geometries Ltd, fundada em 1998.

O princípio deste processo consiste em utilizar um sistema de múltiplas cabeças de impressão para depositar a resina fotopolimerizável em pequenas gotas sobre uma base eletrofora e, imediatamente após a deposição, lançar uma luz UV que efetua a cura da camada depositada (Figura 11). As espessuras de camada conseguidas através deste processo são de 16 μ m [21].

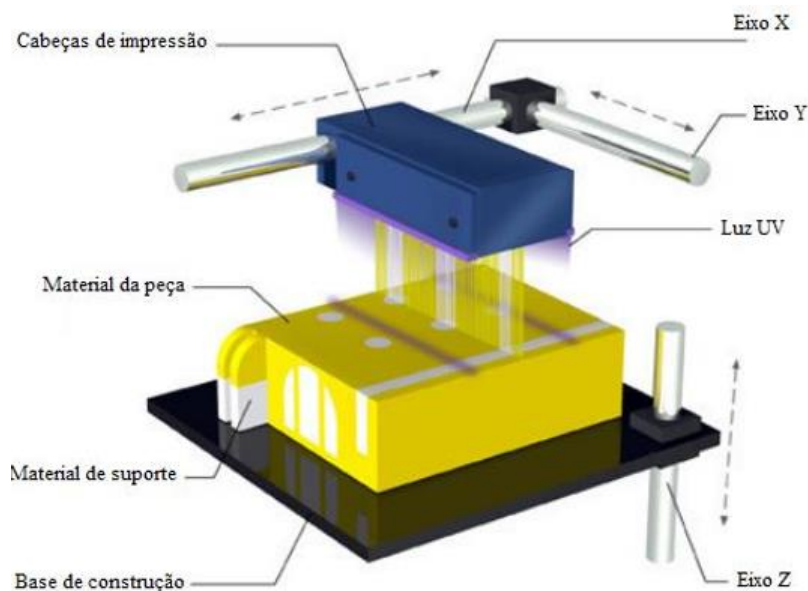


Figura 11 - Princípio da tecnologia PolyJet [30].

A cabeça de impressão realiza o seu movimento nos eixos dos *xx* e *yy*, enquanto a plataforma de construção se movimenta no eixo dos *zz*. A cada movimento das cabeças de

impressão, a resina fotopolimerizável é depositada exatamente nas áreas correspondentes ao perfil do corte transversal do modelo CAD, a luz UV acompanha o movimento das cabeças de impressão e realiza de imediato a cura dessa camada. A plataforma de construção desce a cada camada depositada e solidificada até à construção completa do modelo. Uma vez que a área de construção, no início do processo, está ausente de qualquer material, é necessário produzir uma estrutura de suporte. O material de suporte é facilmente removido manualmente ou usando uma escova ou um jato de água [30].

Visto que a resina é totalmente curada durante o processo de deposição, não é necessário pós-cura do modelo.

O sistema PolyJet possibilita a utilização de vários tipos de resina/polímero com características e aplicações distintas. São utilizados dois materiais diferentes, uma resina fotopolimérica, para constituir o modelo, e outro material tipo gel (também fotocurável) para as estruturas de suporte. Uma grande série de fotopolímeros rígidos, flexíveis, opacos ou transparentes foram desenvolvidos para as impressoras que utilizam esta tecnologia. Estes materiais incluem combinações que simulam propriedades do acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS), do polipropileno (PP), de elastômeros e de outros termoplásticos [30].

A maior inovação deste sistema consiste na possibilidade de combinação de resinas com distintas características com o intuito de obter materiais com características mecânicas diferenciadas e cores distintas – chamados materiais digitais [38].

3.2. Aplicações de Biomodelos

A biomodelação é uma técnica que tem várias aplicações em diferentes áreas de estudo. A área médica é uma das principais áreas onde as suas aplicações são muito úteis tanto para os médicos como para os pacientes.

Para um cirurgião, a possibilidade de trabalhar com imagens tridimensionais no seu ambiente de trabalho é de grande valor. A utilização de modelos 3D complementa e torna mais fácil a construção mental que o cirurgião faz, tendo em conta as imagens médicas

bidimensionais, das estruturas anatómicas dos pacientes. Com os modelos 3D, ele tem uma visão mais realista dessas estruturas, o que favorece o diagnóstico, a escolha do procedimento a seguir, a redução da possibilidade de erros, a redução do custo global do tratamento e ainda torna mais acessível a comunicação entre o cirurgião e o paciente e o cirurgião e a sua equipa, podendo explicar o procedimento e os resultados previstos de uma forma mais detalhada [1].

Os modelos digitais e físicos, para além de facilitarem o diagnóstico, permitem a visualização e compreensão da estrutura anatómica de interesse, o que facilita a simulação das intervenções cirúrgicas com antecedência e o planeamento detalhado. Com a possibilidade de treino dos cirurgiões, estes podem não só reduzir o tempo da cirurgia e as complicações que esta pode acarretar, como por exemplo, a redução do risco de infeção, mas também podem testar qual o melhor método a utilizar numa certa cirurgia e reduzir o número de operações necessárias para se obter o resultado pretendido. Quando se fala em cirurgias reconstrutivas, por exemplo, normalmente fala-se em várias operações para se obter um resultado satisfatório. Contudo quando são utilizados os biomodelos como meio de auxílio no planeamento cirúrgico, verifica-se uma diminuição do número de cirurgias, podendo reduzir mesmo para uma única cirurgia [1, 39, 40].

Estes modelos melhoram a capacidade de visualização, verificação, interação e otimização perante a situação clínica de um paciente o que possibilita uma identificação prematura de certos problemas [1].

A aplicabilidade dos biomodelos na área da medicina são diversos. No caso dos tecidos duros podem citar-se, por exemplo, os estudos realizados por D'Urso *et al.* [41] e Robiony *et al.* [42]. No que diz respeito a tecidos moles, os estudos são escassos contudo, em 1999, D'Urso *et al.* [17] decidem aplicar a técnica de biomodelação de modo a ajudar na interpretação das estruturas vasculares cerebrais em situações de diagnóstico, no planeamento cirúrgico e no consentimento dos pacientes sobre o seu caso de patologia vascular cerebral. Quinze pacientes com aneurismas cerebrais e um paciente com uma malformação arteriovenosa cerebral (AVM) foram submetidos a exames de angiografia (TC e/ou RM)

para uma posterior reprodução física de 19 biomodelos através da tecnologia de estereolitografia (Figura 12). Para a obtenção dos biomodelos digitais 3D, os autores utilizaram o *software* comercial Biobuild (Anatomics, Austrália). Os autores visualizaram que os aneurismas cerebrais foram bem representados pelos biomodelos e estes permitiram uma excelente visualização da sua relação com as estruturas adjacentes. Segundo relatos dos cirurgiões que utilizaram os biomodelos, foi possível compreender de forma mais clara a posição dos aneurismas cerebrais e da má-formação arteriovenosa perante outras estruturas, quando analisados tridimensionalmente. Além de maior compreensão, os biomodelos proporcionaram melhor posicionamento da cabeça do paciente para o ato cirúrgico, permitiram a simulação do corte operatório e aperfeiçoaram o entendimento do paciente em relação à sua patologia e procedimento cirúrgico adotado bem como dos familiares mais próximos [17].

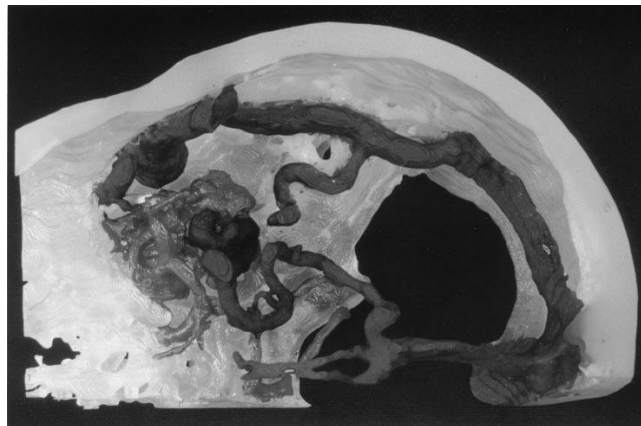


Figura 12 - Malformação arteriovenosa, vista de cima, e sua relação com outras estruturas [17].

Lermusiaux *et al.* [43], em 2001, realizaram um estudo em que o seu objetivo era produzir um modelo de um aneurisma da aorta abdominal (AAA) utilizando o processo de estereolitografia. Além de ajudar na concepção de *stents* (novas endopróteses), os modelos obtidos por esta técnica poderiam ser úteis para a simulação do procedimento cirúrgico. Neste estudo foram produzidos dois modelos, um à escala e outro 3 mm maior. Os resultados mostraram que a tecnologia de estereolitografia pode ser usada para construir modelos de AAA em tamanho natural em indivíduos vivos [43].

Khan *et al.* [44] descrevem o método de fabricar um modelo de um aneurisma complicado e revêm algumas das suas utilidades no contexto de planeamento do tratamento, na pesquisa e no treino cirúrgico. Para a construção do modelo físico (Figura 13), de tamanho real, foram utilizados os dados provenientes da angiografia rotacional realizada a um paciente do sexo feminino, com 40 anos, que apresentava um aneurisma paraclinóideo. O modelo construído mostrou ser uma representação muito precisa do aneurisma e da vasculatura associada. Para além disso verificou-se a sua utilidade, entre outras coisas, para treino cirúrgico, como uma ferramenta de educação do paciente, planeamento do tratamento e investigação biomédica [44].



Figura 13 - Modelo físico de aneurisma (adaptado de [44]).

Embora as técnicas cirúrgicas para o tratamento de aneurisma da aorta (AA) estejam a ser desenvolvidas, os aneurismas da aorta complexos continuam a ser um desafio, devido às suas limitações anatómicas. Por isso, em 2014, Opolski *et al.* [45] realizaram um estudo em que o principal objetivo era descrever a produção de biomodelos 3D de aneurismas da aorta a partir de imagens de angiografia por tomografia computadorizada. As imagens foram processadas num *software* específico, de modo a obter o modelo 3D, para ser impresso através da tecnologia de PolyJet. Quatro casos de aneurisma da aorta foram selecionados: um abdominal, um torácico e os aneurismas bilaterais das artérias ilíacas comuns. Os biomodelos obtidos tinham as dimensões reais dos aneurismas e demonstravam corretamente a sua morfologia. Sendo úteis para o planeamento cirúrgico de aneurisma

da aorta, oferecendo uma visão panorâmica de aneurisma da aorta aos cirurgiões e para conseguir explicar ao paciente qual a sua doença e que procedimento vai ser adotado [45].

Capítulo 4

Sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular é um sistema circulatório fechado formado por um órgão central impulsionador de sangue (o coração), o principal motor deste sistema, e por uma série de estruturas tubulares, os vasos sanguíneos, densamente ramificados que transportam o sangue do coração para a periferia e que permitem o seu retorno ao coração (Figura 14). Os vasos sanguíneos são classificados anatomicamente de acordo com a sua dimensão e a estrutura histológica da sua parede.

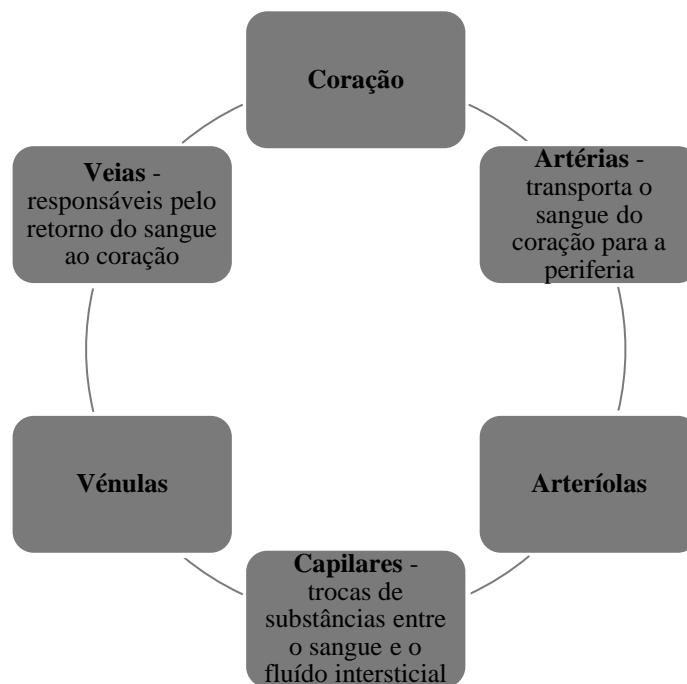


Figura 14 - Representação esquemática do sistema circulatório: coração e dos vasos sanguíneos (adaptado de [46]).

É através deste sistema que ocorre a distribuição de nutrientes e oxigénio para todas as células do nosso corpo, a remoção de toxinas dos tecidos, o transporte de hormonas e a defesa imunológica do nosso organismo. Para além disso, este sistema contribui para a manutenção da homeostasia do organismo.

O coração, denominado de bomba propulsora da circulação do sangue em todos os vasos sanguíneos do organismo, possui na sua constituição células que têm a capacidade de gerar potenciais de ação espontâneos, isto é, ondas de descarga elétrica que se propagam pelo músculo do coração, sendo responsáveis pela contração do músculo cardíaco em

intervalos regulares. A diferença de pressão gerada pelas contrações musculares é a força motriz da circulação do sangue no organismo [47].

A circulação sanguínea ocorre por dois circuitos distintos centrados no coração: a circulação pulmonar (pequena circulação) e a circulação sistêmica (grande circulação), como é possível verificar na Figura 15.

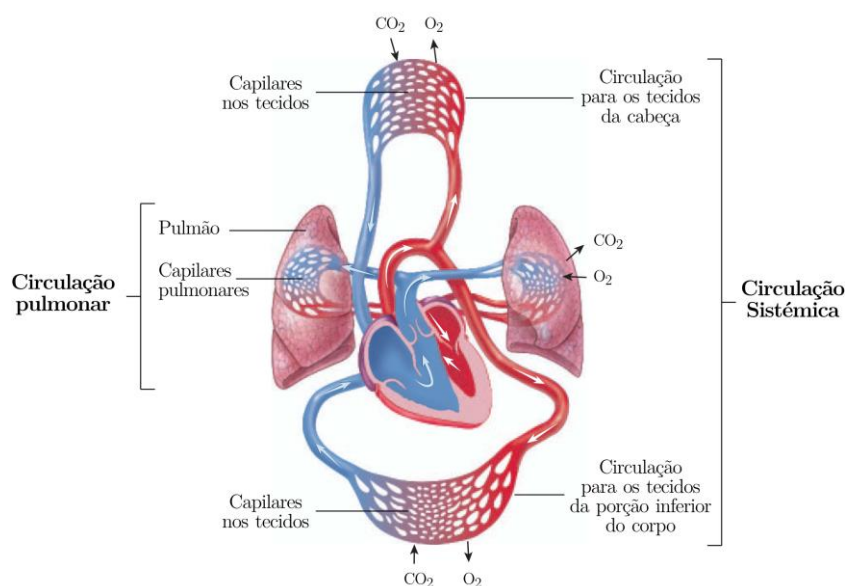


Figura 15 - Esquema da circulação sanguínea: circulação pulmonar e circulação sistêmica [48].

A pequena circulação inicia-se no ventrículo direito, depois do sangue proveniente dos tecidos entrar na aurícula direita. Quando o ventrículo enche, contrai e envia o sangue venoso para a artéria pulmonar para ser levado até aos pulmões, a fim de ocorrerem as trocas gasosas. Nos capilares pulmonares, o dióxido de carbono e o vapor de água são libertados da corrente sanguínea e o oxigénio difunde-se no sangue. O sangue arterial retorna ao coração pela aurícula esquerda, através das veias pulmonares, passando para o ventrículo esquerdo. O ventrículo, quando cheio, contrai e impulsiona o sangue para a artéria aorta, onde se inicia a circulação sistêmica. Da artéria aorta o sangue é conduzido para todas as partes do corpo através das artérias de maior calibre para as de menor, passando pelas arteríolas e chegando aos capilares. Aí fazem-se as trocas necessárias ao metabolismo celular, ficando de novo sangue venoso, este segue para as vénulas, passando pelas veias de menor calibre, seguindo até às de maior calibre, regressando ao coração

pelas veias cavas, onde entra de novo na aurícula direita, passando para o ventrículo direito, para ser bombeado de novo e iniciar-se deste modo um novo ciclo. O sangue possui um fluxo unidirecional ao longo do sistema circulatório conseguido pela força motriz gerada pelo coração e pela existência de diversas válvulas ao longo dos vasos sanguíneos, responsáveis por impedir o retrocesso do sangue [47, 48].

4.1. Reologia do Sangue

O sangue é um fluido de elevada importância devido ao seu grande contributo no organismo humano para a manutenção da vida e para a homeostasia deste, e desempenha uma série de funções através do sistema cardiovascular.

Classificado como um fluido complexo multifásico que transporta as substâncias vitais para os tecidos celulares e órgãos do corpo [49], o sangue é composto por plasma, um fluido Newtoniano, e uma suspensão de elementos celulares tais como: eritrócitos (glóbulos vermelhos ou hemácias), leucócitos (glóbulos brancos) e plaquetas, que correspondem a cerca de 46% do volume total do sangue. As células que existem em maior quantidade são os eritrócitos, sendo determinantes para definir as propriedades reológicas do sangue [50].

A reologia, cuja terminologia é utilizada para descrever o “comportamento do fluxo e da deformação dos materiais”, pode ser aplicada para perceber o mecanismo de fluxo do sangue e das células que o compõem [51], o que resulta na hemoreologia, ciência que estuda a deformação, o fluxo e a constituição do sangue [52].

O comportamento reológico envolve a determinação e a análise da relação entre a taxa de deformação ($\dot{\gamma}$) e a tensão de corte (τ) para uma determinada temperatura e pressão. Com base na dependência existente entre as duas grandezas referidas, os fluidos são classificados reologicamente como Newtonianos e não-Newtonianos.

Os fluidos Newtonianos são fluidos que, para uma determinada temperatura e pressão, exibem uma relação linear entre a tensão de corte e a taxa de deformação. Deste modo

apresentam a mesma viscosidade para qualquer velocidade de escoamento e obedecem à lei de Newton da viscosidade. Esta lei relaciona a tensão de corte com a taxa de deformação através de um parâmetro de proporcionalidade que representa a viscosidade do fluido, que neste caso assume um valor numérico constante, como mostra a equação (3):

$$\tau = \mu\dot{\gamma} \quad (3)$$

onde τ é a tensão de corte, μ é a viscosidade e $\dot{\gamma}$ é a taxa de corte ou taxa de deformação (ou gradiente de velocidade).

Como exemplos de fluidos Newtonianos podem citar-se a água, o ar, o plasma, a gasolina, o benzeno e o óleo vegetal [26].

Um fluido não-Newtoniano é um fluido cuja viscosidade varia de acordo com o grau de deformação aplicado. Devido a este facto, a viscosidade é muitas vezes chamada de viscosidade aparente. Como consequência, os fluidos não-Newtonianos não têm uma viscosidade constante e não obedecem à lei de Newton da viscosidade. O sangue e o iogurte são dois exemplos de fluidos não-Newtonianos.

Os fluidos não-Newtonianos podem ainda ser divididos em dependentes do tempo ou independentes do tempo, conforme a sua viscosidade depende ou não do tempo de aplicação de uma tensão. Dentro dos fluidos dependentes do tempo existem os fluidos tixotrópicos e os reopéticos, sendo os primeiros os fluidos em que a viscosidade diminui com o tempo e os segundos aqueles cuja viscosidade aumenta com o tempo para uma taxa de deformação fixa.

Quanto aos fluidos independentes do tempo podem ser consideradas três classes: os reofluídificantes (pseudoplásticos) em que a viscosidade diminui com o aumento da taxa de deformação, os reoespessantes (dilatantes) que apresentam comportamento contrário ao anterior e os plásticos de *Bingham* que apresentam um comportamento Newtoniano a partir de uma determinada tensão limite de escoamento designada de tensão de cedência, abaixo da qual o fluido se comporta como um sólido, isto é, não flui.

Na que diz respeito ao sangue, a sua viscosidade depende de vários fatores, entre eles o hematócrito, a temperatura, a velocidade, a viscosidade do plasma, o diâmetro dos vasos sanguíneos e a agregação e a deformabilidade dos glóbulos vermelhos.

Como já foi referido, o sangue comporta-se como um fluido não-Newtoniano, especialmente a taxas de deformação baixas (inferiores a 100 s^{-1}), apesar do seu constituinte maioritário, o plasma, ser um fluido Newtoniano [53]. Essa diferença no comportamento reológico do sangue deve-se à presença dos glóbulos vermelhos que, para baixas taxas de deformação, podem agregar-se formando aglomerados com a estrutura de fibras longas (*rouleaux*) e para taxas de deformação mais altas há a quebra dos agregados de glóbulos vermelhos que diminuem a viscosidade. Assim, a tendência para os glóbulos vermelhos se agregarem e desagregarem é responsável pelo comportamento reofluidificante do sangue [54].

4.1.1. Modelos Reológicos

Ao longo dos anos foram surgindo vários modelos matemáticos com o objetivo de descrever o comportamento dos fluidos não-Newtonianos, nomeadamente o comportamento reológico do sangue.

A Lei da Potência, o modelo de Carreau, o modelo de Cross e até mesmo a Lei de Newton, são alguns dos modelos utilizados para descrever a reologia do sangue [53]. Johnston *et al.* [53] concluíram que o modelo Newtoniano da viscosidade do sangue é uma aproximação válida nas regiões de média e elevada tensão de corte.

A Lei de Potência, também conhecida por modelo de *Oswald-de-Waele*, constitui uma das equações mais utilizadas para os fluidos não-Newtonianos, nomeadamente os fluidos reofluidificante e reoespessantes. Este modelo é dado pela seguinte equação:

$$\mu = K\dot{\gamma}^{n-1} \quad (4)$$

em que K representa o índice de consistência e n o expoente da lei de potência (índice de fluxo). Para $n < 1$ o modelo prevê um comportamento reofluidificante, para $n > 1$ o comportamento é reoespessante e $n = 1$ conduz à lei de Newton da viscosidade ($\mu = \text{constante}$, fluido Newtoniano). O problema deste modelo centra-se na apresentação de viscosidades nulas para taxas de deformação muito elevadas e viscosidades a tender para infinito quando a taxa de deformação tende para zero [55].

O modelo de Carreau, ao contrário do referido anteriormente, contempla dois patamares Newtonianos, um para baixas taxas de deformação, μ_0 , e outro para taxas de deformação elevadas, μ_∞ . Contudo, na zona intermédia de taxas de deformação segue a lei anterior [55]. Este modelo possui quatro parâmetros, o que aumenta a flexibilidade deste em se ajustar a dados experimentais. A função matemática que descreve este modelo é a seguinte:

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{(n-1)/2} \quad (5)$$

onde λ é uma constante de tempo (inverso da taxa de deformação a partir da qual o fluido assume comportamento reofluidificante), μ_0 é a viscosidade para a qual a taxa de deformação é próxima de zero e μ_∞ representa a viscosidade para uma taxa de deformação elevada.

Para o sangue, Johnston *et al.* [53], propuseram os parâmetros apresentados na Tabela 1, para os diferentes modelos.

Tabela 1 - Modelos reológicos do sangue e respetivos parâmetros [53].

Modelos reológicos	Parâmetros reológicos
Modelo Newtoniano	$\mu = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$
Lei da Potência	$K = 0.0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}^n, n = 0.6$
Modelo Carreau	$\lambda = 3.313 \text{ s}, n = 0.3568, \mu_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}, \mu_\infty = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$

4.2. Fluxo Sanguíneo

A circulação do sangue nos vasos sanguíneos é conseguida pelas forças da gravidade e pelas forças devidas aos gradientes de pressão. A variação da pressão (pressão varia de ponto para ponto) com a distância torna possível o movimento do sangue. Contudo, as forças de corte (tangenciais) e as devidas à turbulência do escoamento opõem-se à circulação do sangue [26].

Quando o fluido se move ao longo de uma trajetória bem definida, apresentando camadas, onde cada camada desliza sobre a adjacente, estamos perante um fluxo laminar (Figura 16). Neste tipo de fluxo a viscosidade tende a atenuar o aparecimento de instabilidade ou turbulência [26].

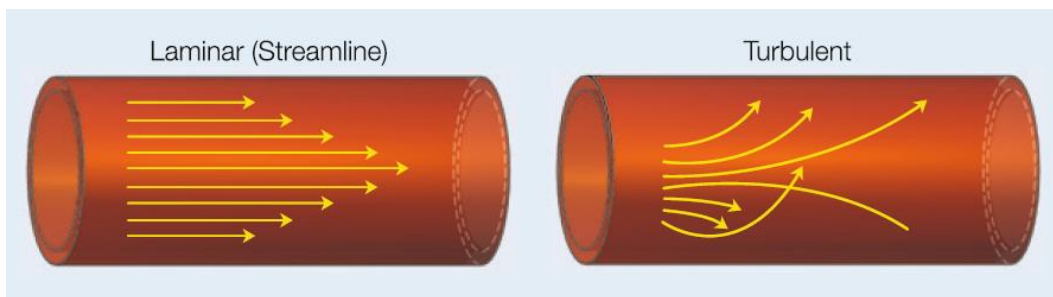


Figura 16 - Representação do escoamento laminar e turbulento [56].

Embora a maior parte do fluxo sanguíneo em seres humanos seja laminar, quando a velocidade do fluxo sanguíneo se torna elevada, quando o fluxo sanguíneo passa por uma obstrução ou uma bifurcação, pode tornar-se turbulento em vez de laminar. No escoamento turbulento o sangue move-se de forma irregular (desordenada), como se mostra na Figura 16.

Para avaliar o regime de um escoamento, é usual recorrer-se ao número adimensional definido como a razão entre as forças de inércia e as forças viscosas e designado por número de Reynolds, Re , sendo este dado por:

$$Re = \frac{\rho u D}{\mu} \quad (6)$$

onde, ρ é a massa volúmica do fluido, u é a velocidade média e D é o diâmetro do canal.

De acordo com Westerhof *et al.* [56], o regime laminar corresponde a Re inferiores a 2200 e turbulento quando Re assume valores superiores a 2200.

4.3. Aneurismas

Um aneurisma pode ser definido como uma dilatação anormal localizada de um vaso sanguíneo, o que acarreta um risco inerente de ruptura e consequente hemorragia. Nem sempre as paredes dos vasos sanguíneos possuem a resistência suficiente para conseguir resistir a tensões excessivas, e nesses casos podem ocorrer deformações/dilatações anormais, localizadas numa das paredes do vaso sanguíneo dando origem a um aneurisma cuja ruptura é responsável por aproximadamente 80% dos acidentes vasculares cerebrais [57].

O modo como os aneurismas se formam e as principais causas associadas à sua ruptura têm ganho cada vez mais relevo no meio científico, uma vez que o comportamento dos aneurismas é diferente de caso para caso. Atualmente sabe-se que a velocidade do sangue, a pressão e as tensões de corte desenvolvidas nas paredes dos aneurismas são fatores relevantes ao seu aparecimento e posterior desenvolvimento, o que torna importante perceber a hemodinâmica no interior dos aneurismas [58].

Relativamente às causas hemodinâmicas da ruptura do aneurisma existem duas teorias correntes. Uma teoria declara que os aneurismas estão sob uma baixa tensão de corte na parede, o que pode resultar na estagnação do fluxo de sangue contra a parede na cúpula, que provoca uma disfunção resultante da agregação de eritrócitos, da acumulação e da aderência das plaquetas e dos leucócitos ao longo da superfície da túnica íntima, e que desencadeia processos inflamatórios que levam ao enfraquecimento da parede, resultando na sua ruptura. A segunda teoria considera que os processos associados com elevadas tensões de corte nas paredes podem causar lesões endoteliais e, assim, iniciar a remodelação da parede e potencial degeneração [59, 60].

Os aneurismas podem ser classificados de acordo com a sua forma, como se representa na Figura 17, e localização no corpo humano em dois grupos principais [61]:

- Aneurismas fusiformes – possuem uma forma mais alongada e são mais comuns na artéria aorta abdominal (AAA) ou na artéria poplítea.
- Aneurismas saculares – dilatações de forma esférica e, normalmente, encontram-se nas artérias da circulação cerebral.

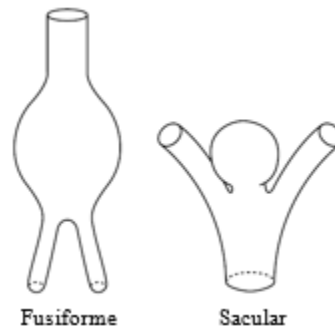


Figura 17 - Classificação dos aneurismas segundo a forma destes [61].

4.3.1. Aneurisma Cerebral

Um aneurisma cerebral é uma dilatação anormal que se forma na parede de um vaso sanguíneo do cérebro devido a uma fragilidade no seu desenvolvimento (enfraquecimento ou defeito), como se pode visualizar na Figura 18. Normalmente, o vaso sanguíneo é uma artéria, contudo, ainda que raramente, também pode ocorrer numa veia do cérebro. O aneurisma pode ser congénito ou desenvolvido mais tarde na vida, devido à fraqueza da parede arterial. Os maiores riscos do enfraquecimento do tecido vascular são a rutura do vaso e a hemorragia ou compressão de outras áreas do cérebro.

Em relação à etiologia dos aneurismas cerebrais, estes podem dever-se a uma predisposição congénita ou devido a condições adquiridas ao longo do tempo, como por exemplo, a aterosclerose, a hipertensão arterial, o tabagismo e traumatismo (golpes ou ferimentos penetrantes na cabeça) [62].

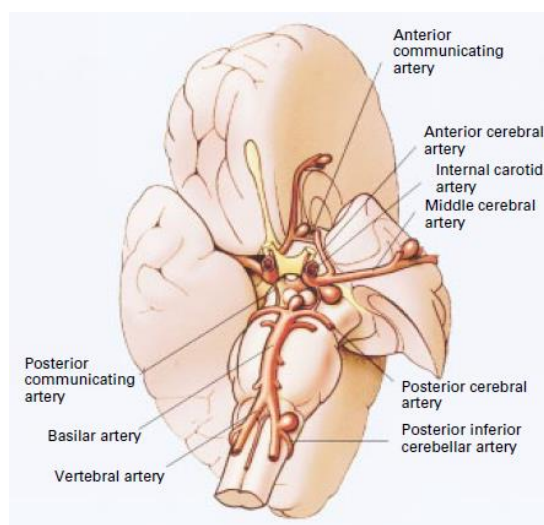


Figura 18 - Aneurismas cerebrais situados no círculo de Willis [63].

A sua prevalência é maior em adultos do que em crianças, sendo o seu maior pico entre os 40 e os 50 anos, e é mais comum no sexo feminino do que no masculino [62].

O tamanho de um aneurisma cerebral é variável. Podem ser pequenos de poucos milímetros até 1 centímetro, gigantes que costumam ter mais de 2 centímetros ou ainda os múltiplos que são herdados com mais frequências do que os outros tipos. Normalmente são aneurismas saculares, contudo podem ser fusiformes ou ainda podem parecer como um "balão" na parte externa de um vaso sanguíneo.

O tratamento ideal dos aneurismas cerebrais depende, essencialmente, da condição do paciente e da anatomia do aneurisma.

Nas últimas décadas os tratamentos têm vindo a evoluir, sendo atualmente utilizados dois tipos de tratamento: a cirurgia e a embolização endovascular [62].

Capítulo 5

Biomodelo de Aneurisma Cerebral

Dada a importância crescente dos biomodelos digitais e físicos na área da medicina, este trabalho pretende recorrer a essas réplicas de partes do corpo humano com o intuito de analisar detalhadamente o escoamento sanguíneo numa patologia vascular silenciosa, o aneurisma cerebral.

O presente estudo pode dividir-se em duas partes nucleares: a construção do biomodelo digital baseado na imagiologia médica e a sua posterior utilização na simulação do escoamento em estudo recorrendo a uma ferramenta da dinâmica de fluidos computacional. Numa terceira etapa, considerada mais ambiciosa e não prevista no plano original de trabalho, foi construído o biomodelo físico numa tentativa de fazer um estudo *in vitro* do escoamento alvo de análise.

Neste capítulo abordar-se-á a construção dos biomodelos digital e físico, sendo a simulação numérica o assunto do capítulo que se segue.

5.1. Biomodelo Digital

A construção do biomodelo digital foi efetuada recorrendo aos resultados de uma tomografia computadorizada. Numa primeira fase foi realizada a importação das 139 imagens tomográficas da secção transversal da região cerebral, em formato DICOM, obtidas através do exame de TC com contraste intravenoso, sem subtração, para de seguida realizar a segmentação das imagens e a reconstrução das superfícies 3D.

Após a importação das imagens foi necessário identificar, por meio das janelas de visualização 2D, a área patológica (Figura 19).

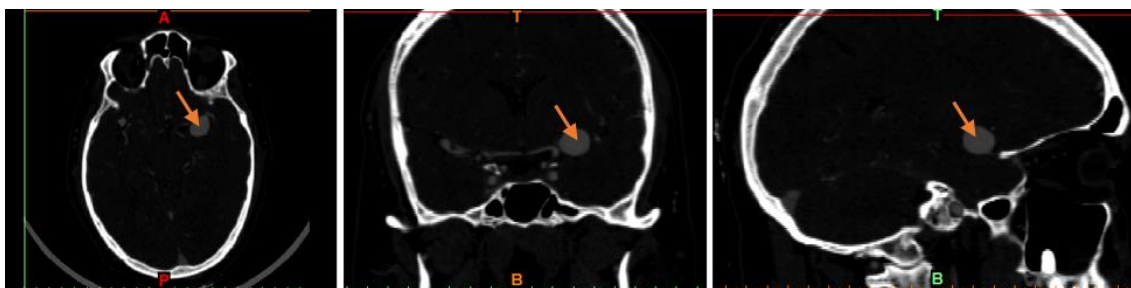


Figura 19 - Vista Axial, Coronal e Sagital do aneurisma cerebral.

Identificada a área foi criada uma máscara de segmentação de modo a diferenciar o aneurisma das demais estruturas.

Para realizar a segmentação das imagens foi aplicado o algoritmo *thresholding* para um intervalo (valores de cinzento) de 137 a 287, determinado com base na resposta da área pretendida em relação ao intervalo utilizado. Contudo, foi necessária a edição manual fatia a fatia para separar algumas estruturas que não pertencem à estrutura de interesse. Nesta edição manual foi utilizada a ferramenta que apaga as estruturas que não interessam e a que “pinta” as estruturas de interesse, para ambos os casos foi aplicado o *zoom* no ponto de edição para visualizar e determinar detalhadamente os limites de separação do aneurisma (Figura 20).



Figura 20 - Segmentação manual: apagar estruturas indesejadas e desenhar estruturas de interesse, respetivamente.

Para além desta ferramenta de segmentação também se pode aplicar a ferramenta de crescimento de regiões para remover *pixels* flutuantes nas imagens, bem como separar as máscaras em diferentes partes.

No final da segmentação verificou-se se o aneurisma estava isolado dos outros tecidos, para que na reconstrução 3D do biomodelo não aparecesse nenhuma outra estrutura para além da desejada.

Com a etapa de segmentação realizada, a máscara do aneurisma cerebral foi submetida ao processo de reconstrução 3D. O biomodelo 3D está representado na Figura 21.

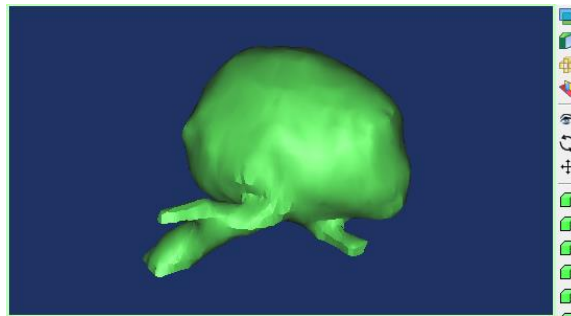


Figura 21 - Biomodelo 3D do aneurisma na artéria cerebral média.

Devido à impossibilidade de exportação do biomodelo do *software* Mimics® para o *software* ANSYS®, este teve de ser reproduzido no SolidWorks®.

No SolidWorks® começou-se por fazer planos com o mesmo espaçamento que as imagens tomográficas têm e a inserir em cada plano a imagem correspondente, utilizando a ferramenta *sketch picture*, de modo a poder fazer o contorno do aneurisma em cada imagem e assim poder realizar um *lofted boss/base* para as entradas, outro para a saída e outro para o corpo do aneurisma. Com a junção dos três *lofted boss/base* obteve-se o biomodelo do aneurisma, apresentado na Figura 22.

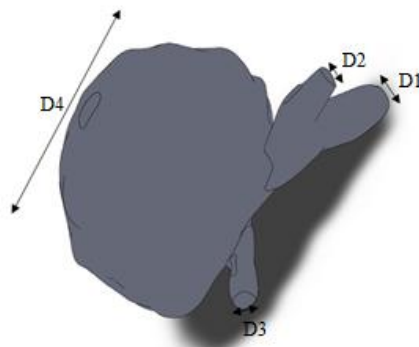


Figura 22 – Biomodelo digital 3D.

As dimensões do biomodelo, assinaladas na Figura 22, assumem os seguintes valores $D1=4.00$ mm, $D2=1.60$ mm, $D3=1.47$ mm e $D4=16.80$ mm. De referir que, atendendo à irregularidade da geometria, os valores indicados são valores médios.

O biomodelo digital apresentado na Figura 22 foi posteriormente utilizado quer na construção do biomodelo físico quer no estudo numérico do escoamento sanguíneo nesta estrutura.

5.2. Biomodelo Físico

Apesar de não ser um dos objetivos deste trabalho, como referido anteriormente, tentou realizar-se um estudo *in vitro* do escoamento em análise, para o qual seria necessária a construção do biomodelo físico do sistema. Esta análise experimental seria importante pois, quando se recorre à dinâmica de fluidos computacional, é essencial validar os procedimentos numéricos estabelecidos, isto é, há necessidade de verificar se os resultados numéricos reproduzem corretamente os fenómenos físicos em estudo. Essa validação pode ser efetuada recorrendo a resultados experimentais ou a soluções analíticas existentes para problemas análogos, mas mais simples, que o problema em análise. Uma vez que a segunda opção não se mostrou viável para a geometria apresentada, surgiu a ideia de proceder à validação utilizando resultados experimentais, para os quais o biomodelo físico seria essencial.

A construção do biomodelo revelou-se um desafio muito superior ao previsto inicialmente dada a sua complexidade, reduzidas dimensões e, portanto, à dificuldade do processamento do modelo digital.

A fase inicial da criação do biomodelo físico consistiu em imprimir o biomodelo, utilizando a técnica Polyjet, na impressora Objet Eden 260VS em VeroBlue (RGD840), obtendo-se deste modo um modelo maciço, como se pode visualizar na Figura 23. Este modelo serviu não só para testar o material bem como para ter noção das reais dimensões do biomodelo.



Figura 23 – Biomodelo físico em VeroBlue (RGD840).

Uma vez que o biomodelo obtido não poderia ser utilizado nos ensaios experimentais, porque é maciço, foi realizado uma segunda impressão do biomodelo desta vez em TangoPlus FLX930, um material translúcido e flexível (Figura 24). Este material tornou-se numa boa opção, à primeira vista, para imprimir o biomodelo oco, visto ser um material translúcido que permitiria visualizar o escoamento e com características de flexibilidade que permitiriam simular a elasticidade típica dos vasos sanguíneos.



Figura 24 - Biomodelo físico em TangoPlus FLX930.

Ao mesmo tempo que ocorriam as impressões recorreu-se a vários *software* de manipulação de STL, entre eles o Meshmixer, numa tentativa de tornar o biomodelo oco, ou seja, de se obter apenas uma “casca”. Nestes *software* conseguiu-se realizar a uniformização da malha STL e aumentar o comprimento das entradas e saída para num posterior *software* - SolidWorks®, ser possível executar o comando *Shell* e proceder ao corte das entradas e saída, uma vez que com o comando *Shell* apenas se obtém a “casca” do biomodelo, partindo de uma das faces, sendo portanto necessário o corte nas entradas e na saída de modo a obter os respetivos orifícios para se poderem realizar os ensaios experimentais.

Na Figura 25 pode-se visualizar o biomodelo após a realização do comando *Shell*, sendo só necessário o corte das entradas e saída para o biomodelo estar apto para a impressão.

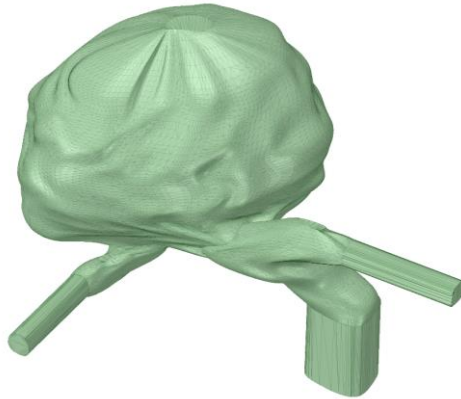


Figura 25 - Biomodelo obtido após a aplicação do comando *Shell* no SolidWorks®.

Com o biomodelo quase apto para a impressão surge um novo entrave - a necessidade de utilização de um material de suporte que sustente as suas paredes, uma vez que o modelo é oco. Contudo, apesar de este ser solúvel, devido às dimensões na saída, essencialmente, torna-se quase impossível dissolver o material. Com isto, e devido ao escasso tempo disponível, não foi possível obter a “casca” do biomodelo para os ensaios experimentais.

Capítulo 6

Simulação Numérica

A Dinâmica de Fluidos Computacional (*CFD* da designação inglesa *Computational Fluid Dynamics*) é uma vertente da mecânica dos fluidos que consiste na análise, recorrendo à resolução numérica de equações governativas e constitutivas, de um sistema envolvendo escoamentos de fluidos, processos de transferência de massa e de calor e fenómenos que lhes estejam associados, tais como a reação química [64, 65]. Os códigos de mecânica de fluidos computacional têm-se tornado numa ferramenta bastante útil, maioritariamente na indústria, devido às suas aplicações.

Quando comparada com estudos baseados em técnicas experimentais, a CFD apresenta uma série de vantagens, podendo destacar-se a redução substancial dos prazos de entrega e custos de novos projetos, a capacidade para estudar sistemas onde experiências controladas são difíceis ou impossíveis de realizar, a possibilidade de estudar sistemas sob condições de extrema perigosidade e o detalhe dos resultados. Em contrapartida a desvantagem com maior destaque, pensando nos *software* comerciais, é o valor das suas licenças [65].

Os códigos de CFD são estruturados em torno de algoritmos numéricos que podem resolver problemas de escoamento de fluidos e, no caso dos *software* comerciais, incluem interfaces amigáveis para definição das propriedades do sistema em estudo e análise de resultados. Um código de CFD possui três elementos principais: pré-processador, *solver* e pós-processador [65, 66].

O pré-processamento consiste no processo de entrada de dados de um determinado problema de escoamento. Nesta fase é necessário definir o domínio computacional (geometria) da região de interesse, os fenómenos físicos e químicos que precisam de ser modelados e as propriedades do fluido. Ainda nesta fase existe a geração da malha, que consiste na subdivisão do domínio em subdomínios menores, sem que estes se sobreponham, e a especificação das condições iniciais e de fronteira adequadas ao problema e ao domínio definido [65, 66]. A geração de malha é um passo importante pois a sua qualidade irá ditar o sucesso da simulação a efetuar. Quanto maior o número de células, melhor será a

solução e maior será a precisão, contudo há sempre a necessidade de estabelecer um compromisso entre o tempo computacional despendido e a exatidão da solução no momento de escolher a dimensão dos elementos a usar na discretização do domínio em estudo.

No *solver* são resolvidas as equações de conservação de massa, de quantidade de movimento e de energia, bem como as equações constitutivas. Para tal existe a integração das equações que regem o escoamento ao longo de todos os volumes (finitos) do fluido no domínio, a discretização (conversão da resultante das equações diferenciais às derivadas parciais num sistema de equações algébricas) e ainda a solução das equações algébricas por um método iterativo. A discretização pode ser realizada por intermédio de vários métodos, sendo os mais conhecidos o método das diferenças finitas, o método dos elementos finitos e o método dos volumes finitos [64, 66].

No pós-processador é possível visualizar os resultados que podem aparecer na forma numérica ou gráfica. O utilizador pode ter acesso a campos vectoriais, à trajetória de partículas, a gráficos 2D e 3D bem como a animações [65].

No presente trabalho usou-se um *software* comercial que implementa o método dos volumes finitos ANSYS-FLUENT® para estudar o escoamento sanguíneo no interior do aneurisma cerebral apresentado no capítulo anterior (Figura 22). As simulações foram realizadas considerando duas equações constitutivas distintas, a saber: modelo Newtoniano e modelo de Carreau, cujos parâmetros reológicos foram apresentados na Tabela 1 (pág. 48). Para completar a caracterização do fluido em estudo, o sangue, admitiu-se uma massa volúmica, ρ , de 1050 kg/m^3 [53].

6.1. Equações do Escoamento

Nesta secção descrevem-se as equações governativas utilizadas nas simulações numéricas. Assim, o primeiro passo consiste, essencialmente, em identificar as equações fundamentais que descrevam em linguagem matemática os princípios físicos relacionados com o estudo em causa. Neste caso foram resolvidas as equações de conservação da massa

(equação de continuidade) e de Navier-Stokes (equações de quantidade de movimento) para um escoamento laminar, incompressível em estado estacionário.

A equação de conservação da massa, também conhecida como equação de continuidade, diz-nos que a massa de cada elemento de fluido mantém-se constante com o escoamento, isto é, a massa do fluido num elemento de volume não varia à medida que o elemento de volume se move com o fluido e pode ser descrita como [47, 67]:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (7)$$

onde ρ é a massa volúmica, t o tempo, \vec{v} o vetor velocidade e $\nabla = \frac{\partial}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial z}$.

Quando o escoamento é incompressível ($\rho = \text{constante}$) a equação (7) toma a forma:

$$\frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} + \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0 \Leftrightarrow \nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (8)$$

onde v_x , v_y e v_z representam as componentes do vetor \vec{v} nas direções x , y e z , respetivamente.

A equação de Navier-Stokes estabelece que a variação total do momento linear de um elemento de fluido é igual à resultante das forças que atuam sobre ele [47]. Para um fluido incompressível pode ser escrita como [67]:

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \vec{v} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{v} \quad (9)$$

onde, p é a pressão.

Estas equações governativas foram resolvidas numericamente pelo código FLUENT que as discretiza usando método dos volumes finitos. Para a resolução do sistema de equações algébricas constituído pelas equações governativas discretizadas e equação constitutiva não foi estabelecido qualquer critério de paragem apenas, foi antes garantido que os resíduos fossem o menor possível e que estabilizassem.

6.2. Domínio Geométrico e Malha

Como já foi referido, o domínio computacional utilizado nas simulações foi o biomodelo digital do aneurisma cerebral em análise e apresentado na Figura 22. Após a importação dessa geometria para o *software* FLUENT procedeu-se à sua discretização. Dada a complexidade da geometria, a geração da malha foi efetuada de forma automática, usando-se uma malha não estruturada e não uniforme. A malha obtida possuía 206282 nós e 1100909 elementos e encontra-se representada na Figura 26.

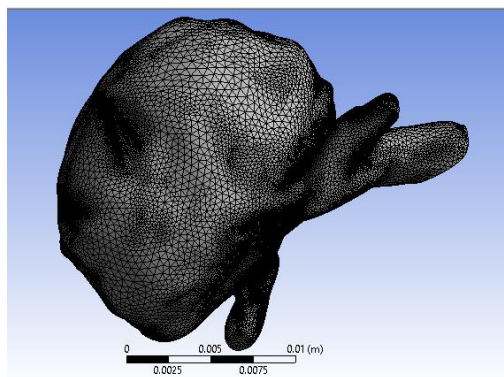


Figura 26 - Discretização do domínio geométrico do biomodelo.

6.3. Condições de Fronteira

Para a resolução numérica das equações governativas e constitutiva que regem o escoamento sanguíneo, além do domínio computacional definido pela geometria do aneurisma e das propriedades do sangue é necessário impor as condições de fronteira.

Na Figura 27 podem observar-se as fronteiras físicas do biomodelo: entradas (entrada 1 e entrada 2), saída e paredes, sendo as últimas todas as faces não assinaladas na figura.

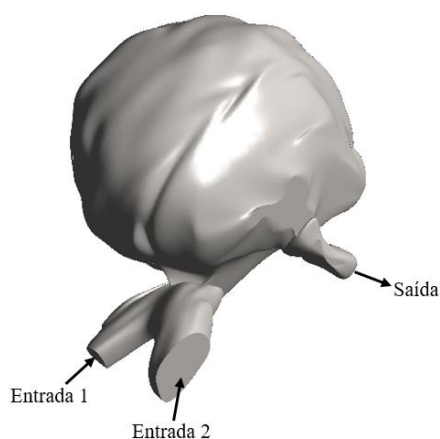


Figura 27 - Representação das fronteiras do biomodelo.

No presente estudo, impuseram-se quatro velocidades distintas de entrada, a saber: 0.08214 m/s, 0.09857 m/s, 0.1068 m/s e 0.1150 m/s, valores que correspondem a números de Reynolds de 100, 120, 130 e 140, respetivamente. A escolha destes valores de Re surge devido à existência de um estudo análogo a este [59], efetuado para escoamentos com Re desta ordem de grandeza. Para a determinação das velocidades considerou-se um diâmetro de 4.0 mm, uma vez que é o valor médio do diâmetro da entrada maior (entrada 2). Adicionalmente, identificou-se a saída do canal e admitiu-se velocidade nula nas paredes, uma vez que se estão a estudar-se escoamentos laminares.

Capítulo 7

Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos nas simulações numéricas efetuadas para o sistema constituído pelas equações do escoamento (equações governativas), as equações constitutivas e as respetivas condições de fronteira.

Como já mencionado, foram utilizados dois modelos para descrever o comportamento reológico do sangue: Newtoniano e modelo de Carreau. Para cada modelo estudaram-se as velocidades, as quedas de pressão, a taxa de deformação, a tensão de corte na parede bem como o comportamento do fluxo.

7.1. Comportamento do Fluxo e Velocidade

Uma das vantagens da CFD é o detalhe com que podem visualizar-se escoamentos, como se mostra na Figura 28 onde estão representadas as linhas de corrente do fluxo obtidas para os dois modelos reológicos estudados. Neste caso pode observar-se que o comportamento não é linear, principalmente dentro do aneurisma, onde se formam vórtices/remoinhos. Este comportamento é o mesmo para os dois modelos em análise e para as diferentes velocidades de entrada usadas, pelo que se optou por apresentar apenas as linhas de corrente obtidas para uma das velocidades.

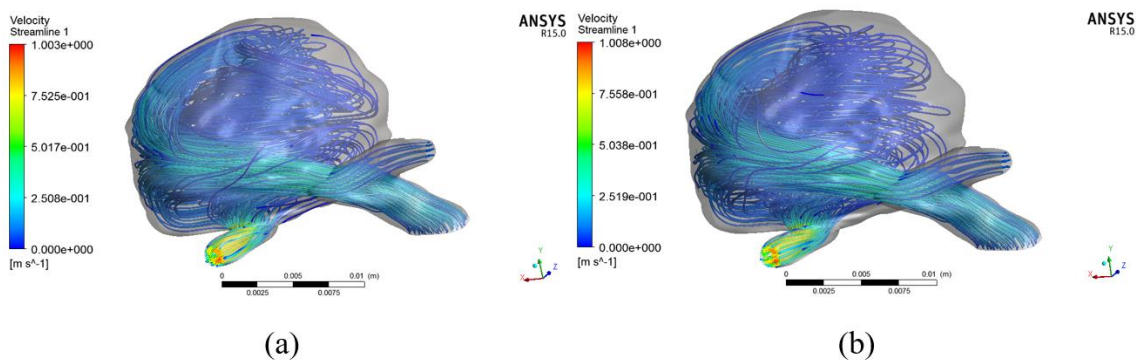


Figura 28 - Linhas de corrente e velocidades locais para a velocidade de entrada de 0.08214m/s: (a) Newtoniano; (b) Modelo de Carreau.

Pela análise dos valores da velocidade local obtidos, foi possível observar, como expectável, que à medida que a velocidade de entrada aumenta as velocidades locais também aumentam. Nas entradas (artérias) e logo após a entrada do fluxo no aneurisma verificou-

se um aumento de velocidade. Contudo, e como era de esperar, a velocidade máxima é atingida na saída, visto ser a região com menor área de secção reta. Constatou-se ainda que as propriedades não-Newtonianas não afetam grandemente a magnitude das velocidades locais, como pode observar-se através da análise das escalas presentes na Figura 28.

7.2. Distribuição de Pressões

Na Figura 29 é possível observar o campo de pressões do fluido ao longo do biomodelo para os dois modelos reológicos utilizados a uma velocidade de entrada de 0.1150 m/s. O campo de pressões obtido para todas as simulações efetuadas apresentou, qualitativamente, o mesmo comportamento, observando que a pressão máxima é atingida na entrada do vaso sanguíneo e a mínima na saída. Com o aumento da velocidade constatou-se, como expectável, que a pressão estática exercida pelo fluido vai diminuindo.

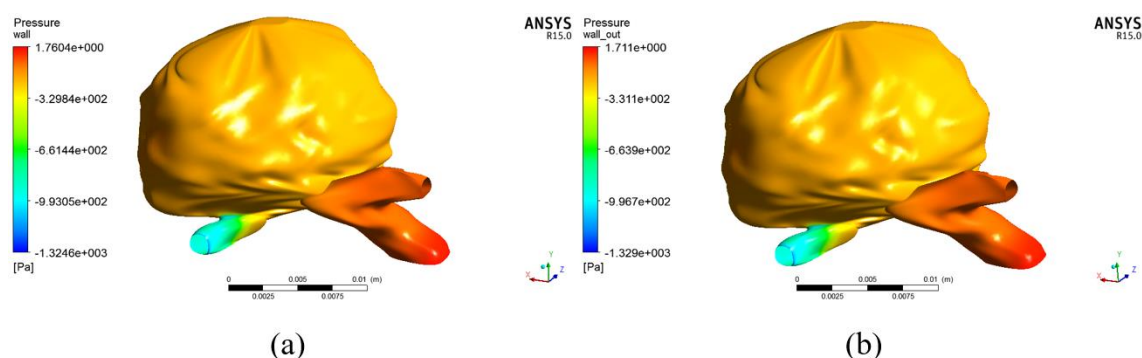


Figura 29 - Campo de pressões estáticas do biomodelo utilizando uma velocidade de entrada de 0.1150 m/s: (a) Newtoniano; (b) Modelo de Carreau.

Conhecendo os campos de pressão, foi possível estimar as quedas de pressão existentes no biomodelo através da medição da pressão nas entradas e saídas do biomodelo, obtendo-se os resultados registados na Tabela 2.

Tabela 2 - Quedas de pressão no biomodelo.

Velocidade[m/s]	Modelo	Queda de Pressão [Pa]	
		Entrada 1 - Saída	Entrada 2 - Saída
0.08214	Newtoniano	589.9823	609.1098
	Carreau	592.2258	611.3853
0.09857	Newtoniano	828.693	855.3117
	Carreau	829.1202	855.7713
0.1068	Newtoniano	964.623	995.4232
	Carreau	963.9255	994.755
0.1150	Newtoniano	1109.6677	1144.9124
	Carreau	1109.474	1144.7467

Tal como previsto, as quedas de pressão aumentaram com o aumento da velocidade de entrada, verificando-se que as quedas de pressão obtidas entre a entrada de menor secção reta (Entrada 1) e a saída são inferiores às obtidas considerando a entrada de maior secção reta (Entrada 2). Ao comparar os resultados obtidos para os dois modelos pode-se verificar que são relativamente próximos.

7.2.1. Viscosidade do Fluido e Taxa de Deformação

Como foi possível verificar na Tabela 2 as quedas de pressão para os dois modelos reológicos usados são muito próximas, podendo esta proximidade ser explicada pela viscosidade do sangue. Como se pode verificar na Figura 30, a viscosidade do sangue obtida com o modelo de Carreau assume, maioritariamente, um valor muito próximo do valor da viscosidade do modelo Newtoniano ($\mu=0.00345$ Pa.s), o que leva a que as quedas de pressão sejam muito próximas.

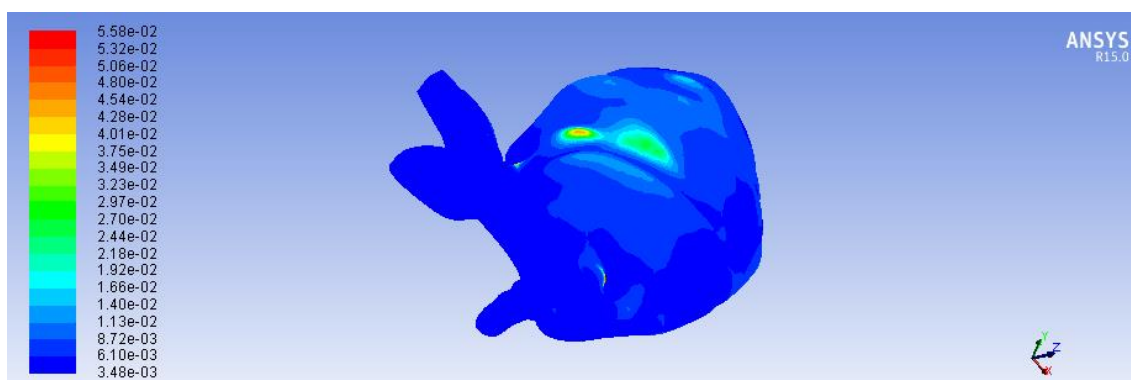


Figura 30 - Viscosidade, em Pa.s, para o Modelo de Carreau a uma velocidade de entrada de 0.09857 m/s.

Esta proximidade dos valores das viscosidades Newtoniana e não-Newtoniana levou a que fosse efetuada uma análise da taxa de deformação. Como é sabido, o Modelo de Carreau prevê dois patamares de comportamento Newtoniano – um para taxas de deformação baixas, inferiores a 0.1 s^{-1} para o sangue, e outro para taxas de deformação elevadas, superiores a 10^3 s^{-1} para o sangue, como pode verificar-se na Figura 31.

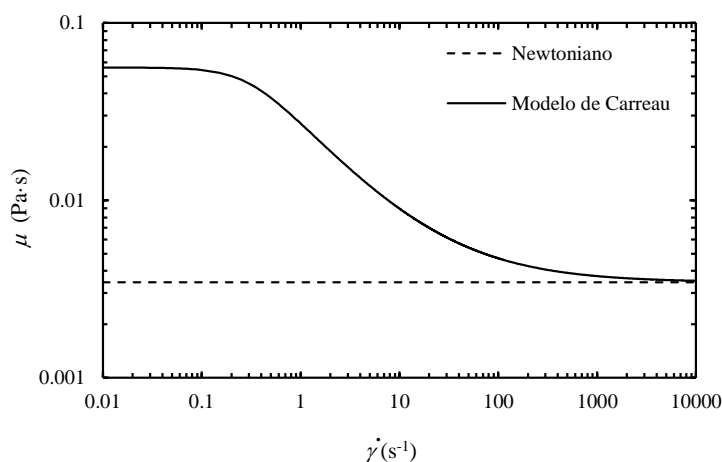


Figura 31 - Viscosidade vs. Taxa de deformação.

Na Figura 32 é possível constatar que para o modelo de Carreau as taxas de deformação desenvolvidas são, maioritariamente, superiores a 10^3 s^{-1} , gama para a qual o modelo de Carreau prevê um comportamento Newtoniano, como pode verificar-se na Figura 31. De referir que esta gama de taxas de deformação foi verificada para todas as condições de operação estudadas, tendo-se constatado também o aumento da taxa de deformação com o aumento da velocidade.

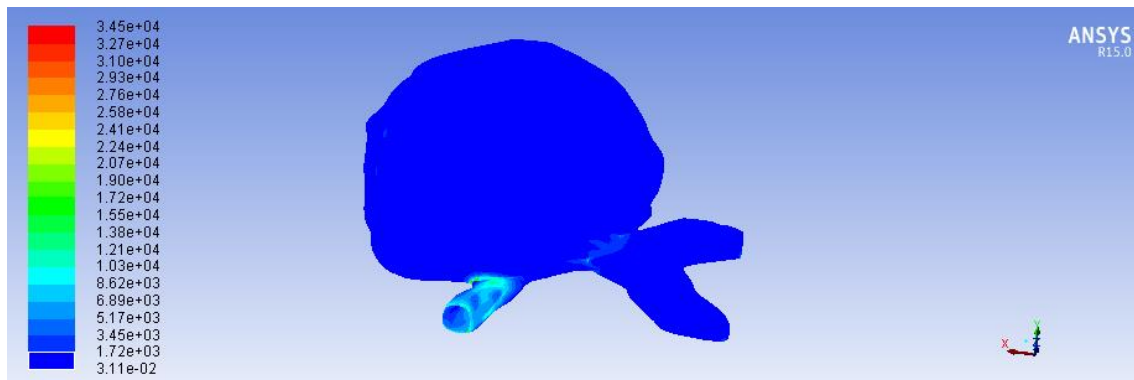


Figura 32 - Taxa de deformação, em s^{-1} , para uma velocidade de 0.1068 m/s para o Modelo de Carreau.

A gama de taxas de deformação desenvolvidas permite então justificar a proximidade quer das velocidades quer das pressões verificadas para os dois modelos reológicos estudados. Para as primeiras, o facto de os dois modelos preverem comportamento Newtoniano faz com que o campo de velocidades seja muito próximo, enquanto as viscosidades muito próximas observadas para os dois modelos levam a que a queda de pressão seja independente das propriedades não-Newtonianas.

7.3. Tensão de Corte na Parede

Na Figura 33 pode-se visualizar a variação da tensão de corte na parede ao longo do biomodelo e, como se pode observar a tensão de corte é praticamente constante no aneurisma e nas entradas, atingindo nesses locais a menor tensão de corte. Em contrapartida as tensões de corte mais elevadas situam-se na saída junto à confluência. Comportamento que vem de encontro ao descrito na literatura, isto é, as máximas tensões são atingidas juntos às bifurcações e as mínimas no aneurisma [60].

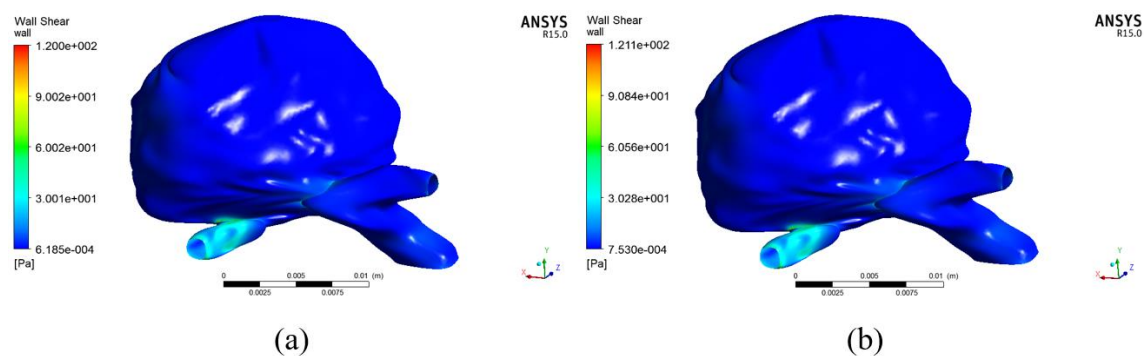


Figura 33 - Tensão de corte exercida na parede, com uma velocidade de entrada de 0.09857 m/s: (a) Newtoniano; (b) Modelo de Carreau.

De forma a compreender melhor a variação da tensão de corte na parede do biomodelo, criou-se uma linha que passa no ponto onde se obtém a máxima tensão de corte (na saída junto à bifurcação). Assim, foi possível investigar o modo como a tensão de corte varia entre modelos e de acordo com a velocidade de entrada.

Na Figura 34 pode-se verificar que para a mesma velocidade de entrada, 0.08214 m/s, a tensão de corte para os dois modelos é praticamente coincidente.

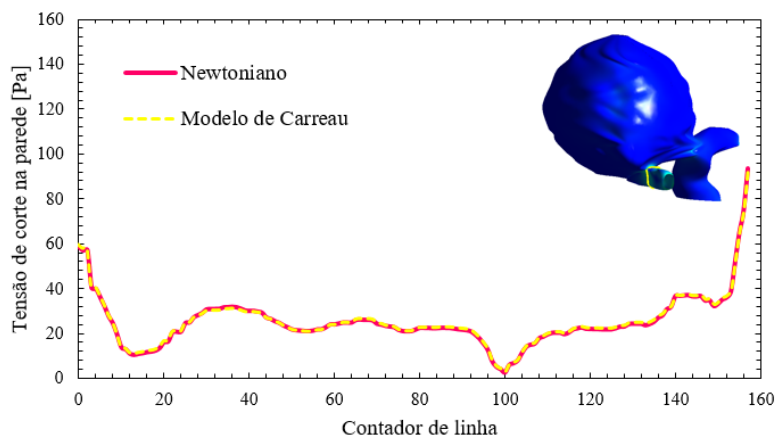


Figura 34 - Tensão de corte na linha amarela representada no biomodelo para a velocidade de 0.08214 m/s. (Na figura, o eixo das abcissas, designado por contador de linha são os vários pontos usados para a construção dessa linha.)

A independência da tensão de corte na parede com as propriedades não-Newtonianas do sangue pode novamente observar-se na Figura 35. Nessa representação gráfica pode constatar-se que a razão existente entre o modelo de Carreau e o modelo Newtoniano (Razão = Tensão de corte na parede não-Newtoniano/Tensão de corte na parede Newtoniano) é

aproximadamente 1 para todas as velocidades de entrada consideradas neste estudo. Mais uma vez, isto vem de encontro ao que já foi referido, isto é, para as condições de operação admitidas neste estudo, o modelo de Carreau prevê o comportamento Newtoniano.

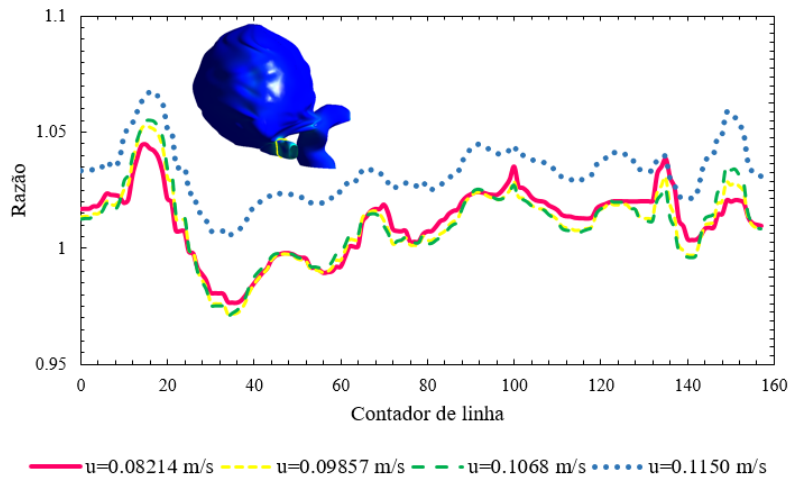


Figura 35 - Razão da tensão entre o modelo de Carreau e o modelo Newtoniano ao longo da linha amarela representada no modelo para as diferentes velocidades de entrada. (Na figura, o eixo das abcissas, designado por contador de linha são os vários pontos usados para a construção dessa linha.)

Na Figura 36 é possível verificar o modo como a tensão de corte na parede varia com a velocidade, constatando-se, como era esperado, que quanto maior for a velocidade de entrada maior é a tensão de corte.

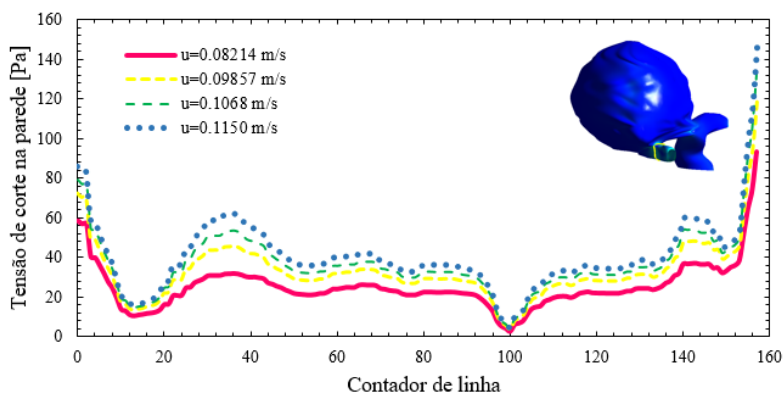


Figura 36 - Tensão de corte na parede para o modelo Newtoniano para as diferentes velocidades ao longo da linha amarela representada no biomodelo. (Na figura, o eixo das abcissas, designado por contador de linha são os vários pontos usados para a construção dessa linha.)

Na figura anterior apresentam-se os resultados obtidos para o modelo Newtoniano mas, pelo apresentado anteriormente, os resultados obtidos para o modelo de Carreau apresentam valores muito semelhantes.

Capítulo 8

Conclusões

A imagiologia médica, como meio complementar de diagnóstico, tem vindo a ser expandida para exploração do corpo humano. As imagens médicas ligadas às tecnologias de visualização e à análise tridimensional são, essencialmente, imprescindíveis no diagnóstico médico e no tratamento de patologias, uma vez que apresentam um elevado grau de detalhe anatómico, para além de serem muito úteis nos procedimentos cirúrgicos necessários no tratamento de diversas patologias.

No que toca aos biomodelos, quer digitais quer físicos, conclui-se que estes são de uma grande importância uma vez que, para além de facilitarem o diagnóstico, permitem ao cirurgião um planeamento detalhado da cirurgia e a simulação de intervenções cirúrgicas bastante complexas de modo a reduzir as complicações e o tempo de cirurgia. Para os pacientes, a visualização e a manipulação dos biomodelos permite-lhes não só entender a natureza das suas patologias e os procedimentos cirúrgicos que o cirurgião adota, mas também reduzir a ansiedade face à necessidade de uma intervenção cirúrgica.

No presente trabalho, o objetivo é estudar o escoamento sanguíneo num aneurisma cerebral, e para tal recorreu-se a um biomodelo digital, desenhado no âmbito deste estudo, de um aneurisma na artéria média central recorrendo à imagiologia médica (tomografia computadorizada com contraste e sem subtração) e um *software* apropriado. O biomodelo foi posteriormente utilizado para efetuar um estudo numérico que, no caso de escoamentos de fluidos fisiológicos, pode ser uma mais-valia, uma vez que não coloca qualquer problema ético inerente ao manuseamento desses fluidos, ao contrário do que se verifica quando se pretendem efetuar estudos *in vitro* deste tipo de fenómenos, muito difíceis de analisar *in vivo*.

A análise numérica foi realizada recorrendo ao *software* comercial de CFD ANSYS-FLUENT® e para descrever o comportamento reológico do sangue consideraram-se dois modelos distintos: modelo Newtoniano e modelo de Carreau. As simulações foram efetuadas para regime laminar e estado estacionário, tendo-se considerado quatro velocidades de entrada distintas. Desta forma foi possível analisar a importância das propriedades não-Newtonianas do sangue em propriedades importantes como queda de pressão e tensão de corte na parede, assim como a influência da velocidade nessas mesmas grandezas.

Para além das grandezas referidas anteriormente, observaram-se ainda as linhas de corrente para as várias situações estudadas, tendo-se verificado a formação de vórtices no interior do aneurisma, muito devido à complexidade do biomodelo em estudo.

Quanto à utilização de modelos reológicos distintos permitiu verificar que, para as condições de operação estabelecidas, as propriedades não-Newtonianas do sangue não influenciam significativamente a tensão de corte na parede e a queda de pressão. Esta independência pode ser explicada pelo facto de as taxas de deformação desenvolvidas nos escoamentos estudados serem superiores a 10^3 s^{-1} , gama de valores para o qual o modelo de Carreau prevê o comportamento Newtoniano para o sangue. A irrelevância das propriedades não-Newtonianas do sangue foram já descritas por Byun *et al.* [59], que referem que para valores de Re entre 100 e 850, gama na qual se desenvolveu o presente estudo, as propriedades não-Newtonianas do sangue não são relevantes.

Sendo este trabalho uma investigação de carácter numérico, sentiu-se necessidade de validar os resultados obtidos, apesar de estes se mostrarem todos coerentes com o descrito na literatura. Geralmente, esta validação pode ser efetuada recorrendo a resultados analíticos para sistemas mais simples, mas similares ao que se está a estudar ou então compará-los com resultados experimentais obtidos para o mesmo sistema. A primeira opção não foi equacionada pois a simplificação passível de ser efetuada (um canal cilíndrico como saída, uma esfera como aneurisma, e 2 canais cilíndricos como entradas) levaria a uma situação muito distinta da real, pelo que a discretização usada nos dois domínios geométricos seria muito diferente, não permitindo fazer uma validação assertiva. Perante esta situação, optou-se por enveredar pelo estudo experimental, prevendo-se que seria possível medir quedas de pressão no biomodelo em estudo. Infelizmente, não foi possível realizar este estudo uma vez que apenas se conseguiu construir dois modelos físicos maciços através da técnica Polyjet, um em VeroBlue (RGD840) e outro em TangoPlus FLX930.

Relativamente à construção do biomodelo físico, para posterior análise experimental, pode-se concluir que ainda existem algumas limitações, especialmente quando se trata de

geometrias bastantes complexas e de reduzidas dimensões. A dificuldade do processamento do modelo digital também se mostrou uma das limitações para a impressão do biomodelo físico.

8.1. Trabalhos Futuros

Tendo presentes os resultados obtidos e as contrariedades que surgiram no decurso deste projeto, considera-se que o estudo dos aneurismas cerebrais ficaria mais enriquecido se fossem realizados trabalhos como:

- Construção do biomodelo físico para posterior realização de estudos *in vitro* (medição de quedas de pressão, por exemplo), que permitiriam validar procedimentos numéricos como o apresentado neste estudo;
- Análise das características mecânicas do material de construção do biomodelo e comparação com as características mecânicas dos vasos sanguíneos, descritas na literatura, de forma a efetuar um paralelismo entre ambas;
- Utilização, numa primeira fase, de patologias vasculares com um grau de complexidade geométrica baixa e só depois aplicar os desenvolvimentos àquelas que apresentam uma maior complexidade geométrica, como a estudada neste trabalho;
- Usar os campos de pressão na parede do aneurisma, determinados no presente trabalho, para estudar a dilatação da parede.

Referências Bibliográficas

- [1] A. S. Bárbara, “Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física: o software Invesalius,” Tese de Doutorado. Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.
- [2] M. I. Meurer, E. Meurer, J. V. L. d. Silva, A. S. Bárbara, L. F. Nobre, M. G. d. Oliveira e D. N. Silva, “Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos,” *Radiologia Brasileira*, vol. 41(1), pp. 49-54, 2008.
- [3] F. F. d. Silva, “Proposta de biomodelagem virtual utilizando softwares livres,” Dissertação de Mestrado. Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.
- [4] L. M. C. Queijo, “Biomodelling - an accuracy study,” Tesis Doctoral. Escuela de Ingenierías Industriales, Universidad de Valladolid, Espanha, 2013.
- [5] A. F. F. Antas, “Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica,” Dissertação de Mestrado. Escola Superior da Artes e Design de Matosinhos, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2007.
- [6] T. Acharya e A. K. Ray, *Image Processing: Principles and Applications*, Hoboken: John Wiley & Sons, Inc., 2005.
- [7] V. Csáky, “Desenvolvimento do processo de produção de próteses crânio-maxilofaciais fundidas,” Dissertação de Mestrado. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2014.
- [8] V. d. C. Fernandes, “Biomodelação 3D e Implantologia Guiada,” Tese de Mestrado Integrado. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2009.
- [9] D. N. Silva, “Análise do erro dimensional dos biomodelos de sinterização seletiva a laser (SLS) e de impressão tridimensional (3DPTM) a partir de imagens de tomografia computadorizada, na reprodução da anatomia craniomaxilar: estudo in vitro,” Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Brasil, 2005.
- [10] M. T. Carlos, “Tomografia computadorizada: formação da imagem e radioproteção,” Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD)/Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), Rio de Janeiro, Brasil, 2002.

- [11] V. Kuperman, *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Applications*, Estados Unidos: Academic Press, 2000.
- [12] M. C. F. N. S. Hage e M. Iwasaki, “Imagem por ressonância magnética: princípios básicos,” *Ciência Rural*, vol. 39(4), pp. 1287-1295, 2009.
- [13] M. L. d. Siqueira, “Reconhecimento Automático de Padrões em Imagens Ecocardiográficas,” Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.
- [14] K. Hoblos, “Radiologia XX,” 2013. [Online]. Available: <http://radiologiaxx.blogspot.pt/2014/02/ressonancia-magnetica.html>. [Acedido em 20 Novembro 2015].
- [15] B. A. d. S. Rocha, “Desenvolvimento do processo de produção de próteses em ligas de Titânio,” Relatório do Projecto Final / Dissertação do MIEM. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2010.
- [16] P. Mildenerger, M. Eichelberg e E. Martin, “Introduction to the DICOM standard,” *European Radiology*, vol. 12(4), pp. 920-927, 2002.
- [17] P. S. D’Urso, Ph.D., R. G. Thompson, R. L. Atkinson, M. J. Weidmann, M. J. Redmond, B. I. Hall, S. J. Jeavons, M. D. Benson e W. J. S. Earwaker, “Cerebrovascular biomodelling: a technical note,” *Surgical Neurology*, vol. 52(5), pp. 490-500, Novembro 1999.
- [18] M. Groesel, M. Gfoehler e C. Peham, “Alternative solution of virtual biomodeling based on CT-scans,” *Journal of Biomechanics*, vol. 42(12), pp. 2006-2009, 2009.
- [19] FEUP, “Eng. N° 1min,” 12 Janeiro 2012. [Online]. Available: <http://paginas.fe.up.pt/~engmin/index.php/programas/item/99-biomodela%C3%A7%C3%A3o-12012012>. [Acedido em 15 Dezembro 2015].
- [20] J.-Y. Choi, J.-H. Choi, N.-K. Kim, Y. Kim, J.-K. Lee, M.-K. Kim, J.-H. Lee e M.-J. Kim, “Analysis of errors in medical rapid prototyping models,” *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 31(1), pp. 23-32, 2002.
- [21] N. Volpato, C. H. Ahrens, C. V. Ferreira, B. Petrusch, J. d. Carvalho, J. R. L. d. Santos e J. V. L. d. Silva, *Prototipagem Rápida: Tecnologias e Aplicações*, N. Volpato, Ed., São Paulo: Edgard Blücher, 2007.

- [22] M. A. d. Souza, T. M. Centeno e H. Pedrini, “Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos,” *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, vol. 19(2), pp. 103-115, 2003.
- [23] M. d. S. Rocha, “Desenvolvimento do processo de produção de próteses crâniomaxilofaciais por processos alternativos à fundição,” Dissertação do MIEM. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2014.
- [24] Materialise, “SOFTWARE & SERVICES FOR BIOMEDICAL ENGINEERING,” 2015. [Online]. Available: <http://biomedical.materialise.com/>. [Acedido em 03 Dezembro 2015].
- [25] R. C. Gonzalez, R. E. Woods e S. L. Eddins, *Digital Image Processing using MATLAB*, Upper Saddle River: Pearson Education, 2004.
- [26] D. M. D. d. Pinho, “Determinação e Caracterização das Trajectórias dos Glóbulos Vermelhos: Um Método Semi-Automático,” Relatório Final do Trabalho de Projecto. Escola Superior de Tecnologia e de Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2011.
- [27] R. C. Gonzalez e R. E. Woods, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Publishing Company, 1992.
- [28] K. R. Castleman, *Digital Image Processing*, Upper Saddle River: Prentice Hall, 1996.
- [29] L. Queijo, J. Rocha, P. M. Pereira, L. Barreira, M. S. Juan e T. Barbosa, “A Prototipagem Rápida na Modelação de Patologias,” em *3º Congresso Nacional de Biomecânica*, Bragança, Instituto Politécnico, 2009.
- [30] S. A. C. Abreu, “Impressão 3D baixo custo versus impressão em equipamentos de elevado custo,” Dissertação de Mestrado. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2015.
- [31] B. F. C. T. Mendes, “Desenvolvimento de Metodologia Digital para Projeto e Fabrico de Próteses Extraorais,” Relatório do Projeto Final / Dissertação do MIEM. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2014.

- [32] P. Bertrand, F. Bayle, C. Combe, P. Goeuriot e I. Smurov, “Ceramic components manufacturing by selective laser sintering,” *Applied Surface Science*, vol. 254(4), p. 989–992, 15 Dezembro 2007.
- [33] A. Mazzoli, “Selective laser sintering in biomedical engineering,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 51(3), pp. 245-256, Março 2013.
- [34] F. J. L. Alves, F. J. S. Braga, M. S. Simão, R. J. d. L. Neto e T. M. G. P. Duarte, *PROTOclick! Prototipagem Rápida*, Porto, 2001.
- [35] B. Utela, D. Storti, R. Anderson e M. Ganter, “A review of process development steps for new material systems in three dimensional printing (3DP),” *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 10(2), p. 96–104, 2008.
- [36] X. Yan e P. Gu, “A review of rapid prototyping technologies and systems,” *Computer-Aided Design*, vol. 28(4), p. 307–318, Abril 1996.
- [37] I. Gibson, D. Rosen e B. Stucker, *Additive Manufacturing Technologies*, New York: Springer, 2010.
- [38] Stratasys, “Stratasys,” [Online]. Available: <http://www.stratasys.com/br/materiais/polyjet/digital-materials>. [Acedido em 18 Janeiro 2016].
- [39] E. G. Ferraz, “Efeito do processamento de reconstruções tridimensionais virtuais para confecção de biomodelos de prototipagem rápida: estudo experimental em mandíbulas secas humanas,” Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Bahia, Salvador, 2009.
- [40] R. Petzold, H.-F. Zeilhofer e W. Kalender, “Rapid prototyping technology in medicine—basics and applications,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 23(5), p. 277–284, 1999.
- [41] P. D'Urso, T. Barker, W. Earwaker, L. Bruce, R. Atkinson, M. Lanigan, J. Arvier e D. Effeney, “Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial,” *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 27(1), p. 30–37, 1999.
- [42] M. Robiony, I. Salvo, F. Costa, N. Zerman, C. Bandera, S. Filippi, M. Felice e M. Politi, “Accuracy of virtual reality and stereolithographic models in maxillo-facial surgical planning,” *Journal of Craniofacial Surgery*, vol. 19(2), pp. 482-489, 2008.

-
- [43] P. Lermusiaux, C. Leroux, J. Tasse, L. Castellani e R. Martinez, “Aortic aneurysm: construction of a life-size model by rapid prototyping,” *Annals of Vascular Surgery*, vol. 15(2), pp. 131-135, 2001.
- [44] I. S. Khan, P. D. Kelly e R. J. Singer, “Prototyping of cerebral vasculature physical models,” *Surgical Neurology International*, vol. 5(1), pp. 47-50, 2014.
- [45] A. C. Opolski, B. O. Erbano, N. A. Schio, G. Y. L. S. d. Salles, G. G. Guarinello, P. M. d. Oliveira, A. G. Leal, J. A. Foggiatto e L. F. Kubrusly, “Experimental Three-Dimensional Biomodel of Complex Aortic Aneurysms by Rapid Prototyping Technology,” *3D Printing and Additive Manufacturing*, vol. 1(2), pp. 88-94, 2014.
- [46] D. Pinho e R. Lima, “Apontamentos Teóricos Biomecânica Cardiovascular,” Instituto Politécnico de Bragança, ESTiG, Bragança, 2014.
- [47] D. V. Caiado, “Modelação Matemática do Sistema Cardiovascular,” Tese de Mestrado. Faculdade de Engenharia de Recursos Naturais, Universidade do Algarve, Algarve, 2009.
- [48] R. R. Seeley, T. D. Stephens e P. Tate, *Anatomia e Fisiologia*, 6ª ed., Lusociência, 2007.
- [49] P. C. Sousa, F. T. Pinho, M. S. N. Oliveira e M. Alves, “Extensional flow of blood analog solutions in microfluidic devices,” *Biomicrofluidics*, vol. 5 (1), 2011.
- [50] P. Oliveira, “Viscosidade do sangue,” Universidade da Beira Interior, Covilhã, 2009.
- [51] A. Q. Cowan, D. J. Cho e R. S. Rosenson, “Importance of Blood Rheology in the Pathophysiology of Atherothrombosis,” *Cardiovasc Drugs Ther*, vol. 26, pp. 339-348, 2002.
- [52] A. M. Robertson, A. Sequeira e M. V. Kameneva, *Hemodynamical Flows. Modeling, Analysis and Simulation*, vol. 37, Switzerland: Birkhäuser Verlag Basel, 2008, pp. 63-120.
- [53] B. M. Johnston, P. R. Johnston, S. Corney e D. Kilpatrick, “Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations,” *Journal of Biomechanics*, vol. 37(5), pp. 709-720, 2004.

- [54] N. A. A. d. Santos, “Estudo da Reologia de Fluidos Análogos ao Sangue,” Bolsa de Integração à Investigação (BII) - FEUP, Porto, 2010.
- [55] F. T. d. Pinho, “Alguns conceitos básicos de hemodinâmica,” Mestrado em Bioengenharia - FEUP, Porto, 2009.
- [56] N. Westerhof, N. Stergiopulos e M. I. Noble, *Snapshots of Hemodynamics: An Aid for Clinical Research and Graduate Education*, New York: Springer, 2010.
- [57] B. M. C. Azevedo, “Estudo preliminar da hemodinâmica em modelos simplificados de aneurismas saculares,” Dissertação do MIEM. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto., Porto, 2010.
- [58] S. Marques, M. Ferreira, A. Soares e L. Morgado, “Estudo numérico do efeito da esfericidade de aneurismas do tipo sacular na hemodinâmica,” em *V Conferência Nacional de Mecânica dos Fluidos, Termodinâmica e Energia*, Porto, 2014.
- [59] J. S. Byun, S.-Y. Choi e T. Seo, “The Numerical Study of the Hemodynamic Characteristics in the Patient-Specific Intracranial Aneurysms before and after Surgery,” *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2016, pp. 1-12, 2016.
- [60] D. M. Sforza, C. M. Putman e J. R. Cebal, “Computational fluid dynamics in brain aneurysms,” *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 28, pp. 801-808, 2012.
- [61] J. C. Lasheras, “The Biomechanics of Arterial Aneurysms,” *Annual Review of Fluid Mechanics*, vol. 39(1), pp. 293-319, 2007.
- [62] B. C. G. Silva, “Conduas no tratamento de aneurismas cerebrais: Concordância entre neurologistas,” Monografia. Faculdade de Medicina da Bahia, Universidade Federal da Bahia, Salvador (Bahia), 2013.
- [63] W. I. Schievink, “Intracranial Aneurysms,” *The New England Journal of Medicine*, vol. 336, pp. 28-40, 1997.
- [64] C. S. Fernandes, “Hemodinâmica Computacional,” Mestrado em Tecnologia Biomédica - ESTiG, Bragança, 2014.
- [65] J. Tu, G. H. Yeoh e C. Liu, *Computational Fluid Dynamics: A Practical Approach*, Oxford: ELSEVIER, 2008.

- [66] D. R. F. Tiago, “Simulação tridimensional de escoamentos fluviais,” Dissertação de Mestrado. Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa., Lisboa, 2011.
- [67] H. G. Bai, K. B. Naidu e G. V. Kumar, “CFD Analysis of Aortic Aneurysms on the Basis of Mathematical Simulation,” *Indian Journal of Science and Technology*, vol. 7 (12), pp. 2020-2032, 2014.